Elektronica en Telecommunicatie 1

Gemeenschappelijke publikatie van de
Sectie voor Telecommunicatie van het K.I.v.I. en het
Nederlands Elektronica- en Radiogenootschap.

Redactie-adres: Prinsessegracht 23, Den Haag.

Ter inleiding

Het Nederlands Electronica- en Radiogenootschap (NERG) en de Sectie voor Telecommunicatietechniek (STC) van het Koninklijk Instituut van Ingenieurs hebben gezocht naar mogelijkheden om tot nauwere samenwerking te komen, dan voorheen het geval was. De wens hiertoe werd ingegeven door de omstandigheid, dat de voortgaande ontwikkeling van de techniek het voor beide organisaties steeds moeilijker maakte de door hen bestreken gebieden van elkaar gescheiden te houden. Er was weliswaar een regelmatig overleg omtrent de voorgenomen vergaderingen, excursies en voordrachten hetgeen werd vergemakkelijkt doordat een bestuurslid van het NERG ook in het bestuur van de STC zitting heeft. Toch komen niet te vermijden overlappingen voor, die er toe leidden de betrokken vergaderingen voor leden van beide organisaties toegankelijk te stellen.

Daar er vooral bij de STC het verlangen bestond het werkterrein zover uit te breiden dat mèt de Afdeling voor Elektrotechniek van het K.I.v.I. voornamelijk publicistisch het gehele gebied van de Elektrotechniek zou worden bestreken, werd nagegaan of hiertoe nauwer samengaan met het NERG zou kunnen worden verkregen.

Daarbij stond mede voorop de wens een publikatievorm te vinden, die het NERG in staat stelt zijn eigen karakter als wetenschappelijk genootschap te behouden. Het resultaat van het overleg heeft de lezer nu voor zich.

Het ligt in het voornemen de nieuwe afdeling maandelijks te doen verschijnen; de inhoud hiervan wordt verzorgd door een gezamenlijke commissie. Aan de leden van het NERG die geen lid zijn van het K.I.v.I. zal een exemplaar van deze afdeling in een door het NERG gekozen omslag worden toegezonden.

De besturen van het NERG en van de STC zijn vol verwachting omtrent de resultaten van deze uitbreiding van de mogelijkheden tot publikatie van werk van Nederlandse elektrotechnici.

De Voorzitter van de Sectie voor Telecommunicatietechniek.

Medische elektrotechniek[1])

III. Measurement of Pressure and Flow in Medicine

by Rune Elmquist M.D., Elema-Schönander AB-Solna (Sweden)

Summary: *Demands on manometers for pressure measurement in medicine with special reference to intra-cardial and intra-vascular measurement are briefly discussed.*

Influence of dimensions and elastic properties of the hydraulic connections on the frequency response of a manometer are explained. Different principles of electrical pressure transducers are demonstrated.

A short survey is given about some different methods for flow measurement in blood vessels.

The measurement of pressure is one of the most common measurements which are performed in medicine. I think that you all sometimes have got your blood pressure measured when you have undergone a medical examination. In nearly every medical speciality pressures are measured. For instance, in neurology and neurosurgery it is often important to know the pressure of the cerebrospinal fluid in the brain. The cardiologist records the pulsatile pressure in the different parts of the heart and the blood vessels in order to get detailed diagnostic information about heart-diseases. The function of the lungs can be studied by the aid of pressure measurements which are necessary for determination of the compliance of the lungs and the flow resistance of the airways. The gynaecologist measures the pressure in the pregnant uterus. The urologist is interested in the pressure within the bladder. Many other examples could be given.

The simplest type of a manometer is the open fluid manometer which consists of a vertical column of fluid in a glass tube and a measuring rod. It is an accurate device for measuring pressures changing only very slowly with time. It is as a rule used for calibration of the more complicated electric manometers. It is still often used in measuring of the main pressure of the cerebrospinal fluid in the brain. However, the low resonant fre-

[1]) Voordrachtenreeks, in het kader van de Vakantieleergang onder deze naam, gehouden op 18 en 19 mei 1967 aan de T.H. te Eindhoven. Zie ook *De Ingenieur* 1967, nr. 49, blz. E 179.

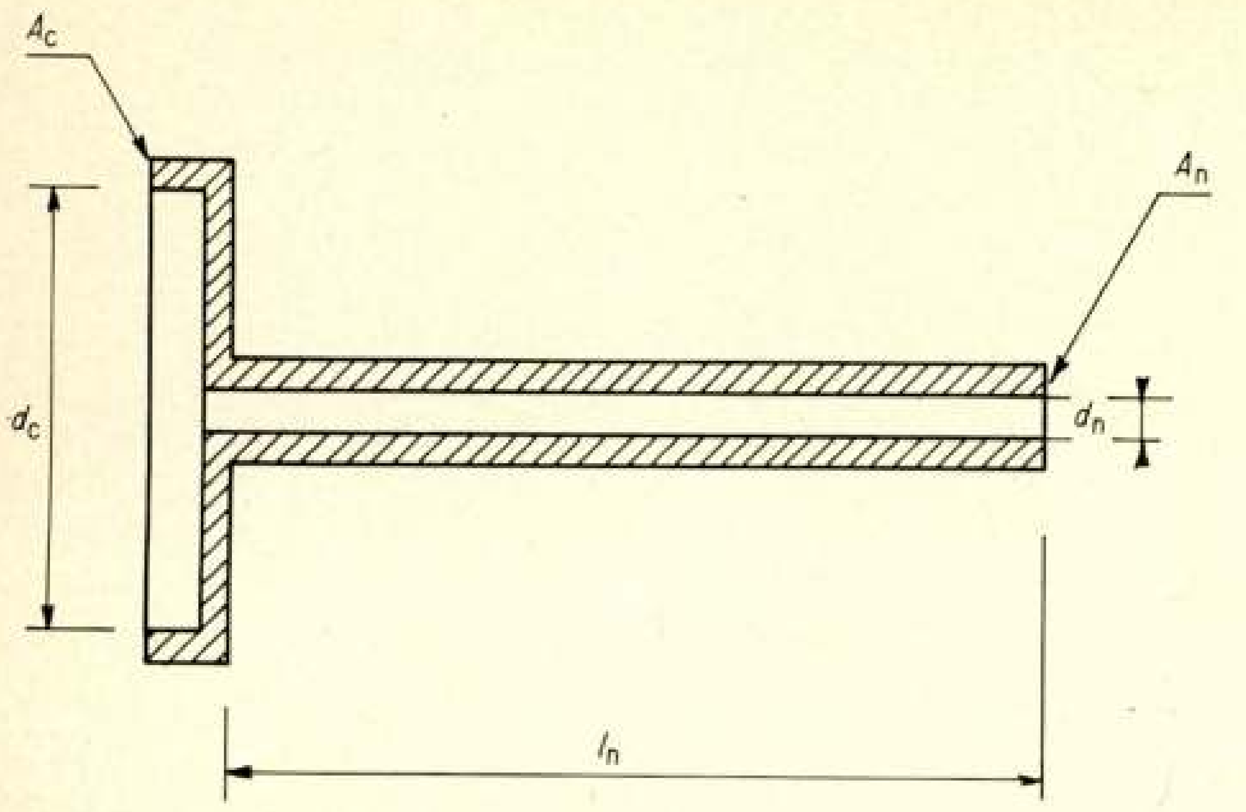


Fig. 1. Schematic drawing of the hydraulic system of a manometer with rigid needle.

quency and the high compliance make it unsuitable for pulsatile pressure measurements.

As I mentioned, detailed study of the pulsatile flow in the heart and the large vessels is useful in the diagnosis of cardiovascular diseases. Many pressure-recording devices have been developed for these purposes.

Most manometers consist of some kind of membrane or bellows which will be displaced under influence of the pressure which is to be measured. The displacement of the membrane can be recorded mechanically, optically or by electrical means. One type of manometer uses the streaming potential which sets up over a porous plug when a fluid is streaming through the plug. The manometers most commonly used, however, have a membrane in connection with some kind of electric transducer, the output voltage being recorded with a suitable recorder.

Before I give you details about the different types of pressure transducers, I will discuss the hydraulic system in some detail.

Figure 1 is a schematic drawing of the hydraulic system of a manometer. The chamber is closed by a diaphragm the diameter of which is d_c. The connection between the chamber and the medium the pressure of which is to be measured consists of a rigid needle with diameter d_n and length l_n. The manometer is filled with a fluid. The compressibility of the fluid is low compared with the compliance of the membrane. The system behaves like an oscillator and has an angular resonant frequency of

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{C_m M}}$$

C_m is the compliance of the membrane defined as the effective displacement of the membrane divided by the total force acting on the membrane

$$C_m = \frac{s}{F} = \frac{s}{PA_c}$$

where s is the effective displacement of the diaphragm, F the total force and A_c the area of the diaphragm. s is defined as the ratio of the displaced volume V to A_c.

As $s = \frac{V}{A_c}$, we get

$$C_m = \frac{V}{PA_c} = \frac{V}{P} \cdot \frac{16}{\pi^2 d_c^4}$$

M is the effective mass of the movable parts in the system.

The velocity of the fluid in the needle relates to that in the chamber as the surface of the chamber to the surface of the needle:

$$\frac{V_n}{V_c} = \frac{A_c}{A_n}$$

If we assume the losses to be zero, the kinetic energy of the mass of the fluid in the needle equals that of the effective mass acting upon the membrane and originating from the mass of the fluid in the needle:

$$\tfrac{1}{2} M_n V^2 = \tfrac{1}{2} M_{eff} V_c^2$$

We get:

$$M_{eff} = M_n \cdot \frac{A_c^2}{A_n^2} = M_n \cdot \frac{d_c^4}{d_n^4}$$

Since the diameter of the diaphragm usually is many times larger than the diameter of the needle the term d_c^4/d_n^4 is very large. Therefore the mass of the fluid in the needle preponderates over the masses of other movable parts of the system. These can be neglected in the calculation of the resonant frequency.

$$M_n = \varrho \xi l_n \cdot \frac{d_n^2}{4}$$

where ρ is the density of the fluid. The equation of resonant frequency with the values of C and M_{eff} will be

$$\omega_0 = \frac{d_n}{2\sqrt{\frac{\varrho}{\pi} \cdot l_n \frac{V}{P}}}$$

So far the undamped behaviour of the system. In an analogous way it can be shown that the effective damping resistance originating from the fluid in the needle is

$$R_{eff} = \frac{d_c^4}{d_n^4} \cdot R_n$$

in which R_n is the resistance of the needle. The flow in the needle is laminar (the order of magnitude of R_e usually < 100), thus

$$R_n = \frac{128 \zeta l}{\pi d^4}$$

Because d_c^4/d_n^4 is large, the resistance in the needle dominates and the resistance in other parts can be neglected. From the equation it can be seen that the resonant frequency is independent of the diameter of the membrane, directly proportional to the diameter of the needle and varies inversely with the square root of the compliance and of the length of the needle.

It is easily seen that the equivalent diagram (figure 2) of the described system is a transformer with the ratio d_c^2/d_n^2. The primary is fed from a pressure generator delivering the pressure Pd_n^2/d_c^2 in series with an inductance M_n and a resistance R_n. The secondary is loaded by a capacitance $C = V/PA_c^2$.

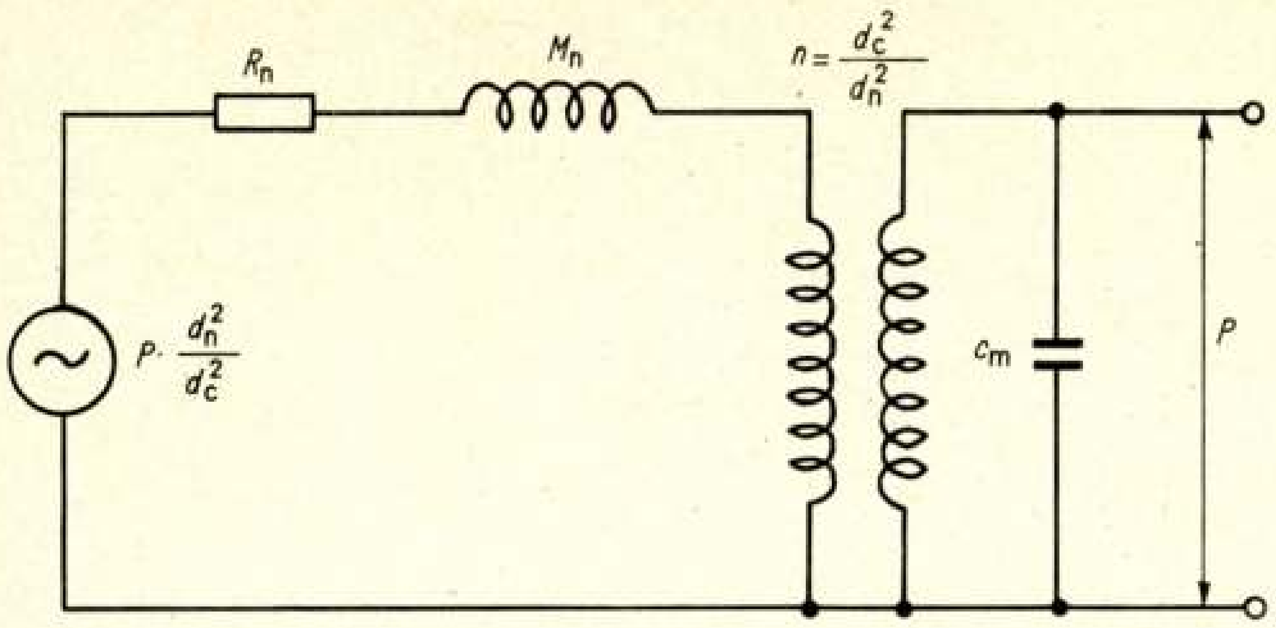


Fig. 2. Equivalent electrical diagram of the hydraulic system of figure 1.

In order to obtain correct records of fast varying pressure it is necessary to have a resonant frequency of 6-10 times the fundamental frequency of a periodic pressure. That means that the compliance of the manometer should be low and the catheter short and wide. What I have now described only refers to rigid systems. We have supposed that the walls of the needle were absolutely stiff.

For pressure measurement in the heart resilient catheters are used which have elastic walls. They are often about one meter long and the bore is of the order of 1-2 mm. These catheters have distributed mass, compliance and resistance. Their electrical analogue is a transmission line with distributed inductance, capacitance and resistance. One end is connected to a low impedance generator. The other end is terminated by a capacitance (the compliance of the manometer). This transmission line can, as shown by Vierhout [2]), be approximated by a model having the impedance of a rigid catheter in the axial direction and the distributed compliance of a distensible catheter in the radial direction. However, Vierhout has shown that a lumped system according to figure 3 is a very good approximation up to well above the resonant frequency. Details will be found in the excellent book by Vierhout which I warmly recommend for further studies.

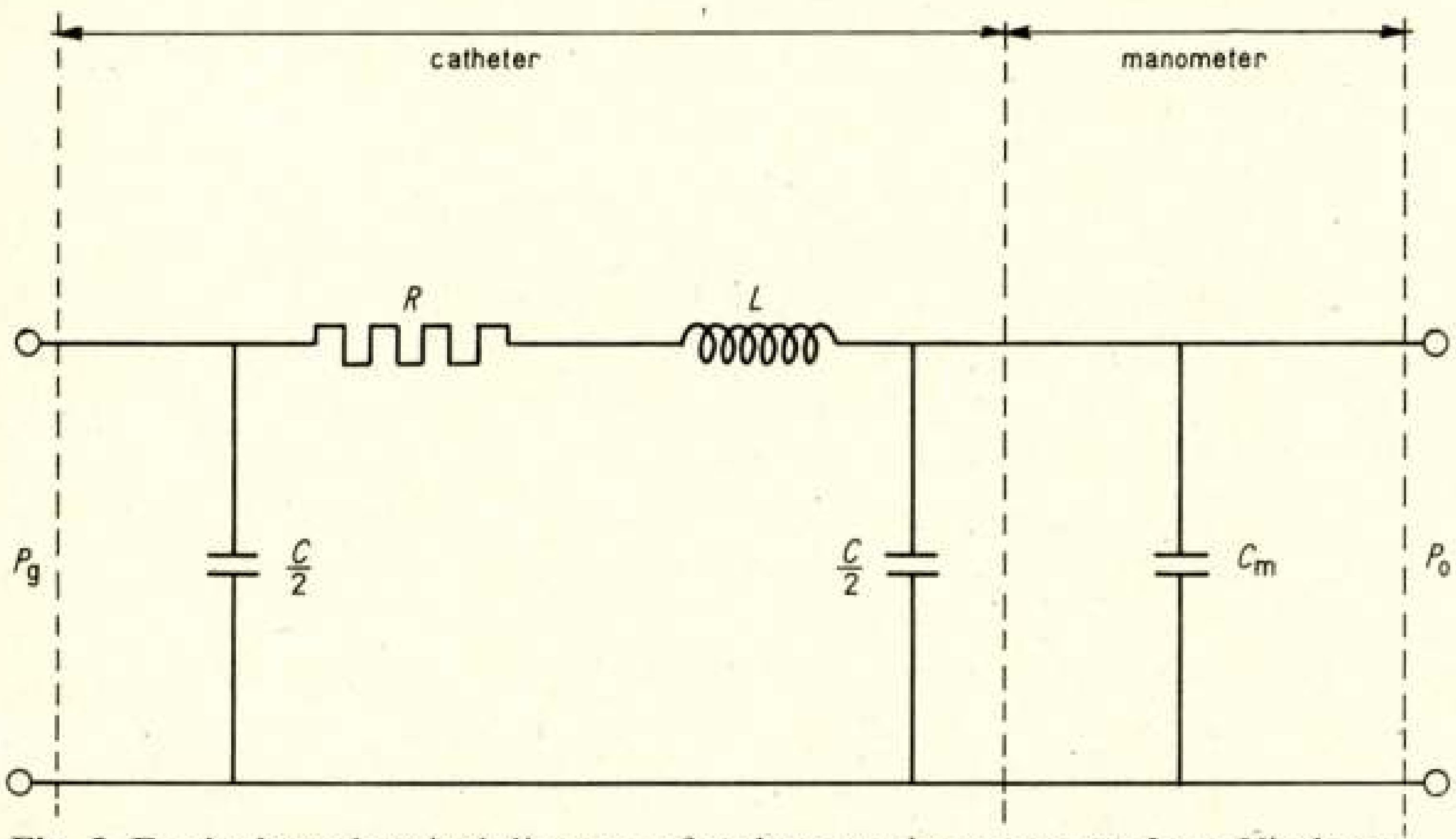


Fig. 3. Equivalent electrical diagram of catheter and manometer from Vierhout

It is very important that the whole system is freed from even very minute air bubbles because they will seriously impair the performance by increasing the compliance.

[2]) R. R. Vierhout: The response of catheter manometer systems used for direct blood pressure measurements, Nijmegen 1966.

In order to get optimum performance it is also very important that the damping is adequate. Commonly used combinations of manometers and catheters often have a Q-value of something between 2 and 10. In order to get the optimal Q-value of about unity, extra damping has to be introduced. This is often accomplished by putting a piece of a very thin capillary in series between the manometer and the catheter. The damping can also be made electrically between the manometer and the recorder. Neither of those methods has been quite satisfactory. Vierhout suggests a damping with an adjustable capillary shunting the manometer in series with a large compliance. This parallel damping preserves the region of flat amplitude response up to the original resonance frequency. It also makes the delay time of the pressure waves through the catheter independent of frequency in the frequency range of interest.

So far I have only spoken about the hydraulic part of the manometer. I will now say some words about the different types of transducers upon which the movements of the membrane act in order to convert them to an electric voltage.

As I mentioned before, the movements can also be recorded directly by optical or mechanical means, but these methods have come out of use and are now totally replaced by the electrical instruments. Most types of mechano-electric transducers have been used in medical manometers. There are three main types which are used: Strain gauge, inductive gauge and capacitive gauge.

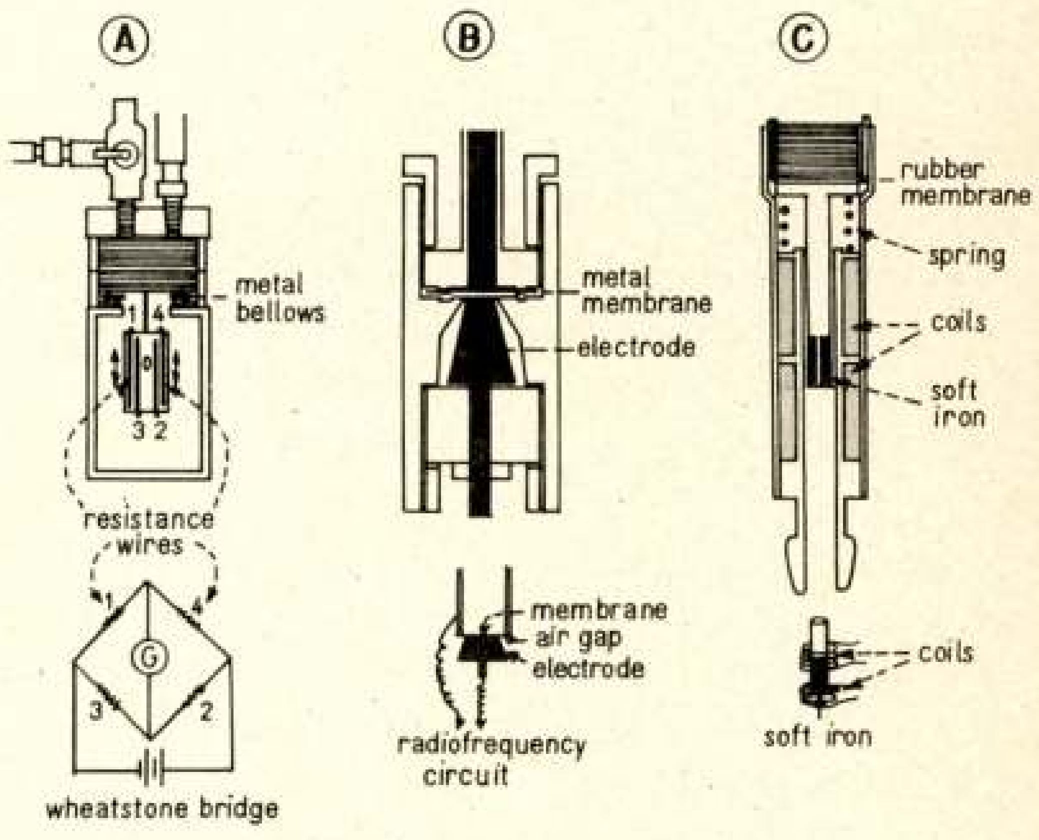


Fig. 4. Electrical Pressure Transducers.
A. Resistance Wire Strain Gauge
B. Capacitance Manometer
C. Variable Inductance Pressure Gauge

Figure 4 shows the principle of these three types of transducers. To the left a strain gauge transducer with unbonded wire resistors is seen. One end of each of four resistance wires 1, 2, 3 and 4 is fastened to a frame which is mechanically coupled to the diaphragm. The other ends of the stretched wires are

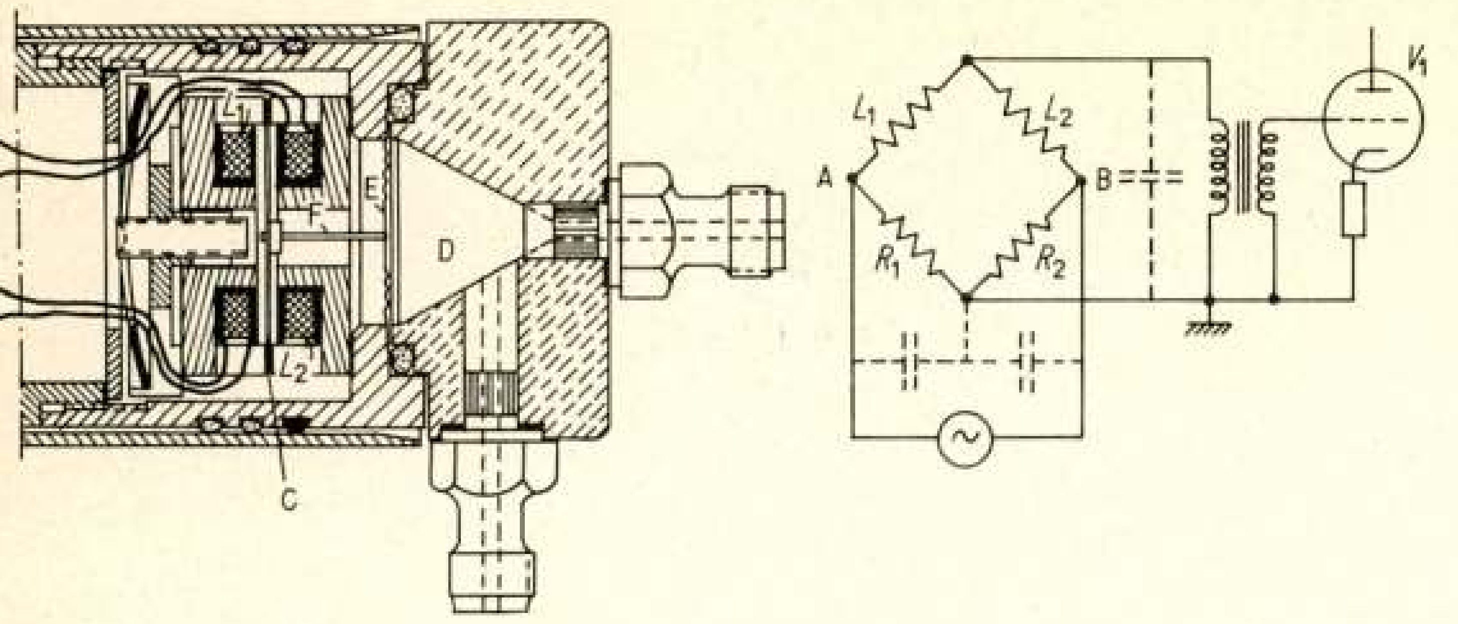


Fig. 5. Inductive gauge. (Manufacturer: Elema-Schönander AB, Sweden.)

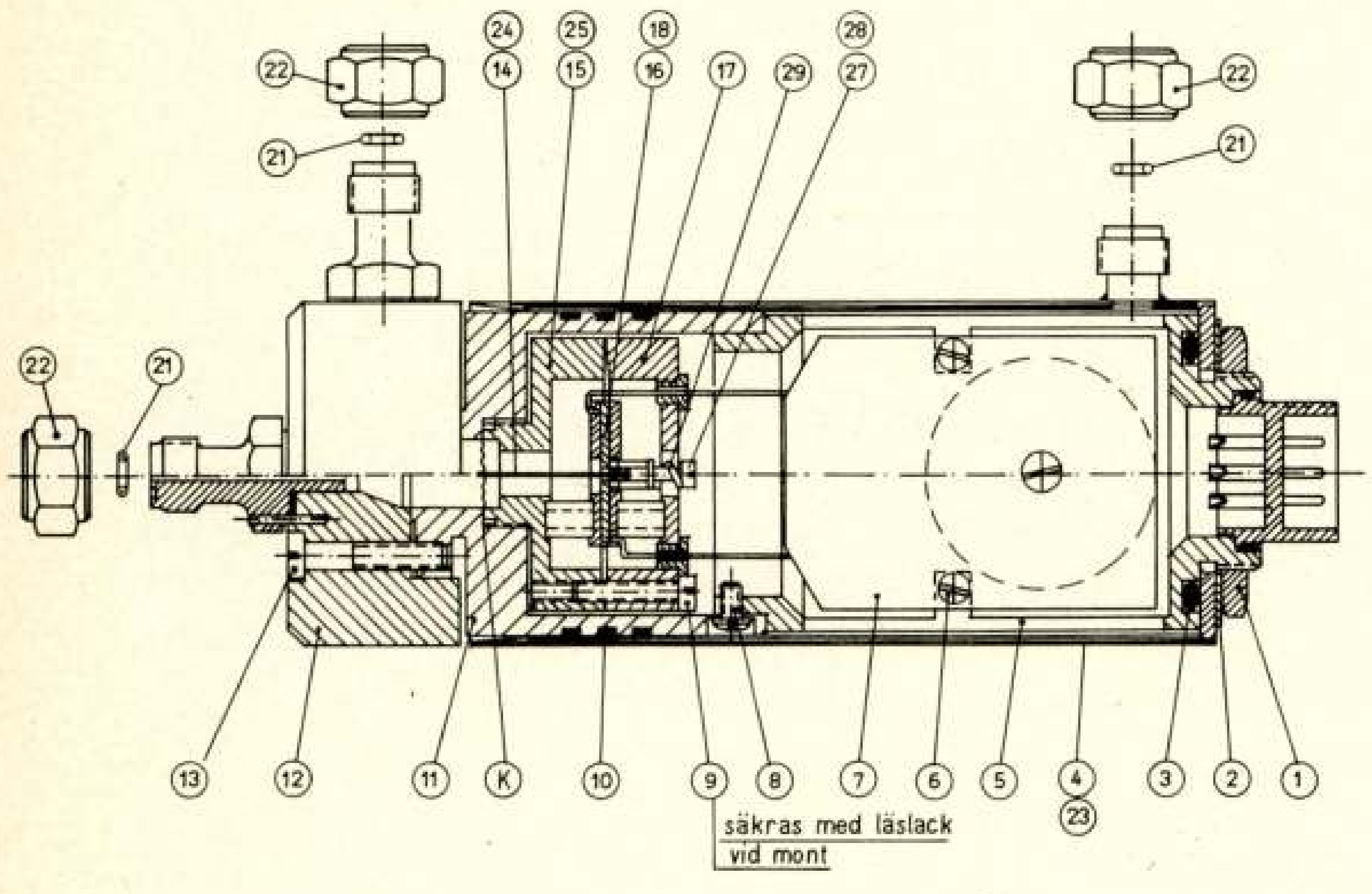


Fig. 6. Capacitive pressure transducer. (Manufacturer: Elema-Schönander AB, Sweden.)

connected to a fixed frame. The wires are arranged in such a way that movement of the diaphragm downwards causes the strain in wires 1 and 2 to increase and that in the other two wires to decrease.

The resistors are connected in a Wheatstone bridge. The unbalance in the bridge is measured or recorded with a galvanometer. The gauge factor which is defined as the change of resistance divided by change of length is about 2-3 for metal wires in common use. The maximum allowed tension does not change the resistance more than a few tenths of one per cent. Therefore the greatest care has to be taken by the construction in order to avoid intolerable temperature drift of the zero line.

In the last few years semi-conductor strain gauges have been developed with gauge factors of about 100. The resistors are prepared by diffusion on a silicon chip. In order to reduce temperature drift, at least two but preferably all four resistors of the bridge are prepared on both sides of the same chip. The chip usually constitutes a thin bar which is connected to the membrane in such a way that the bar is bent when the membrane displaces. The resistors on the convex side increase and those on the concave side diminish. Very small manometers can be made if the chip itself constitutes the membrane. It can be made so small that it can be fitted on the tip of a catheter intended for catheterization of the heart. An inductive gauge manometer is shown to the right in figure 4. A piece of soft iron is mechanically coupled to the diaphragm. It moves axially in the twoo coils and causes the inductance in the coils to change.

In the middle of figure 4 a simple capacitive pressure transducer is shown. The diaphragm forms one plate of a condensor. The other plate is fixed. The relative changes of the capacitance can be rather large, even for small excursions of the diaphragm. The change of the capacitance is used to frequency modulate a radio frequency circuit. Because of asymmetry of this construction it has a high thermal zero drift.

Figure 5 shows another inductive gauge manometer which has a higher sensitivity. A soft iron plate is moving in front of the ferrite cores of two coils in such a way that the narrow air gaps of the coils change. The coils are connected in a bridge which is fed with audio frequency. After amplification the output from the bridge is demodulated and recorded.

Figure 6 shows a capacitive transducer with a symmetrical construction. A plate which is mechanically connected to the diaphragm moves between two insulated electrodes. The air gaps between the plate and the electrodes are very narrow. This arrangement constitutes a differential condensor which is connected in a bridge which is fed with about 150 kHz (figure 7). The oscillator and demodulator are located in the transducer. This transducer delivers 3 V at a pressure of 300 mm Hg. The compliance is 0.03 mm^3/100 mm Hg. It has a good zero stability.

Figure 8 shows a differential manometer for gases based on the same principle. However, here the diaphragm itself constitutes the moving electrode. It is very sensitive, about 0.2 V/1 mm H_2O. It has excellent zero line stability. This manometer is often used to measure respiratory flow by the aid of a pneumotachygraph. A pneumotachygraph is a short tube comprising a great number capillaries in parallel. The pressure drop in such a tube is proportional to the flow. A pneumotachygraph connected to the manometer is shown to the left of figure 8.

Differential manometers of this type have also been used for measuring the very minute air flow from the middle ear to the pharynx. The pressure difference between both sides of a small porous filter disc only a few millimetres in diameter was measured. When the temperature was kept constant, it was possible

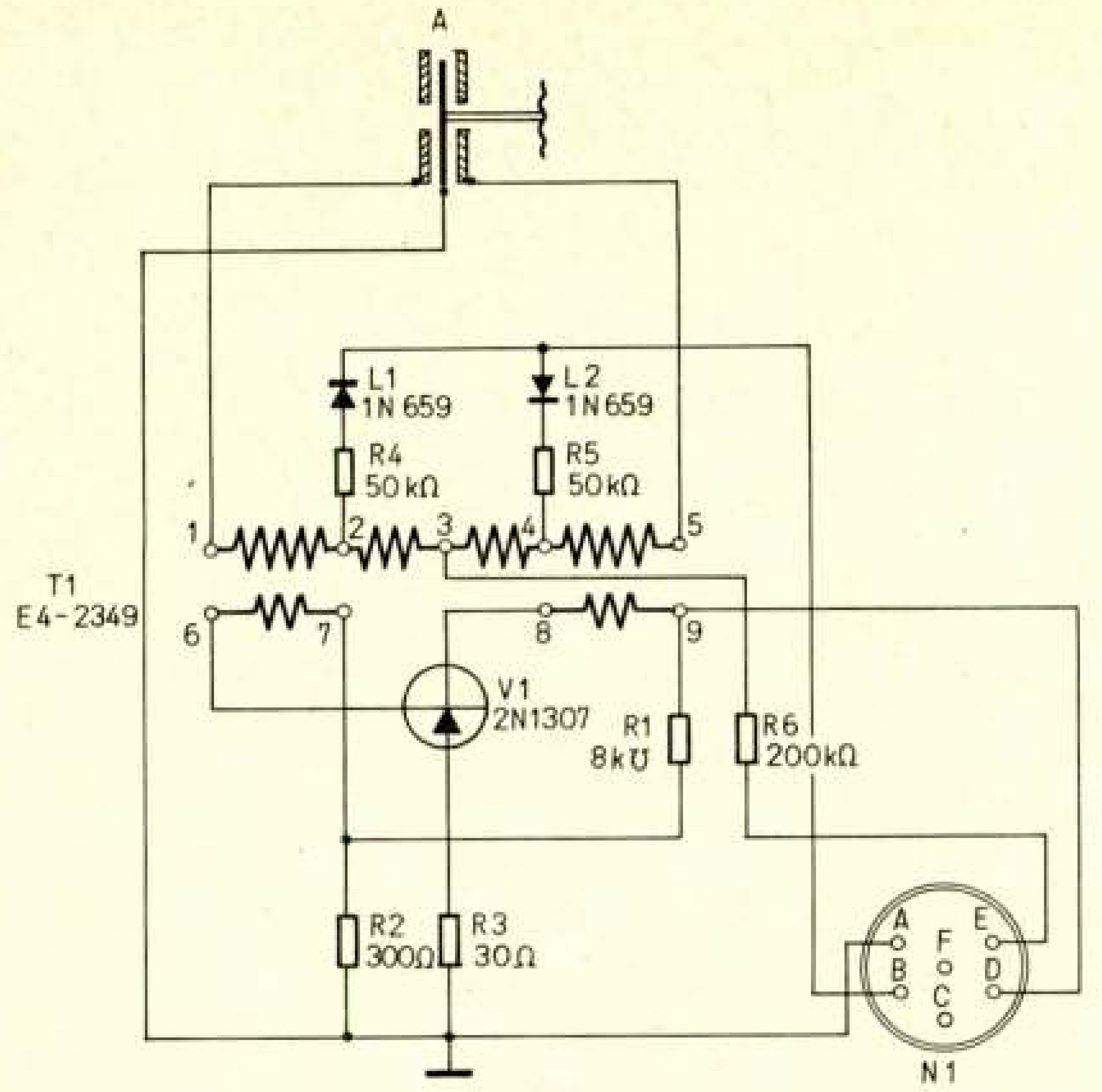


Fig. 7. Diagram of transducer of figure 6.

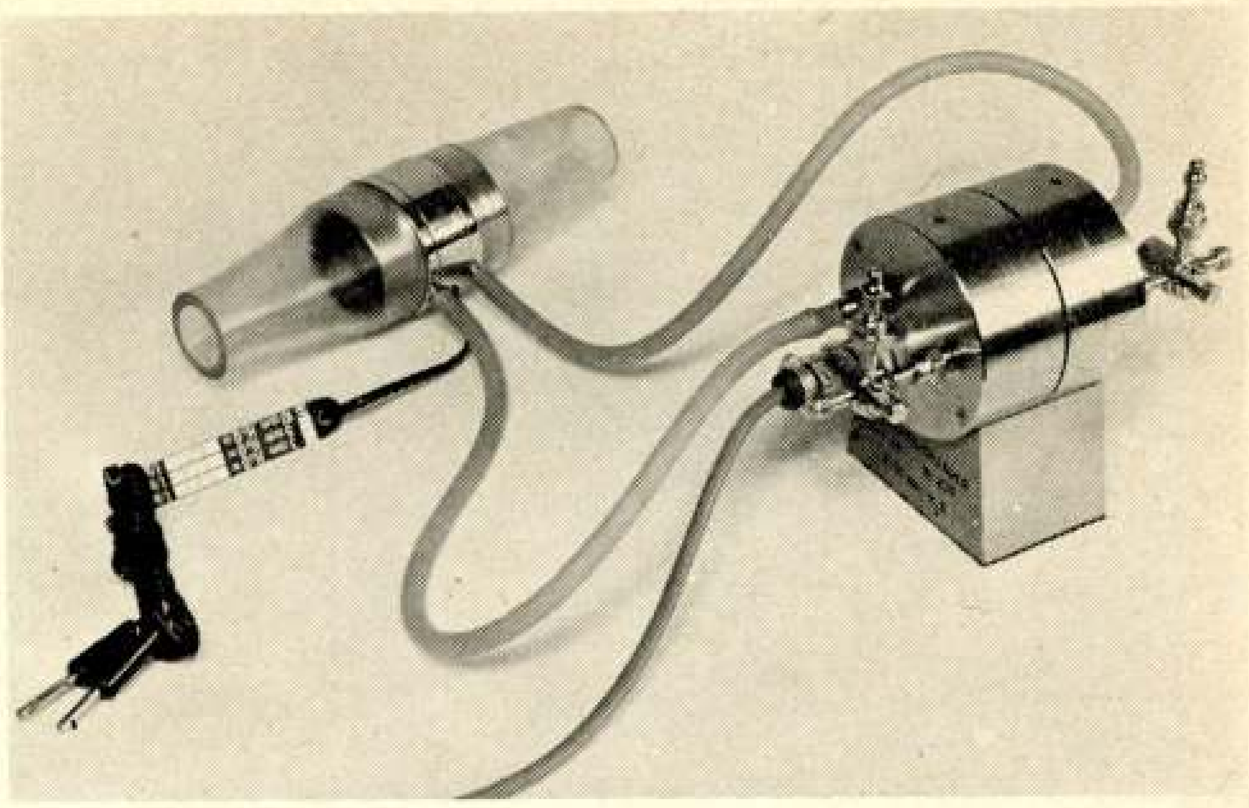


Fig. 8. Differential pneumatic manometer. (Manufacturer: Elema-Schönander AB, Sweden.)

to measure volumes down to 1 μl by integrating the output voltage of the manometer.

The two mentioned uses of the differential manometer were examples of flow measurement in medicine. However, it is in the study of the circulatory system that flow measurements are most important. I will say a few words about three methods for measuring of blood flow. The so called electromagnetic flowmeter allows the instantaneous blood flow to be measured in an unopened blood vessel. The basic principle underlying the operation of this instrument is the well known Faraday law $E = Blu$, i.e. an EMF is generated in a conductor perpendicular to a magnetic field B and moving with the velocity u perpendicular to the field. If blood is flowing in a tube or a blood vessel perpendicular to a magnetic field, the voltage generated across a diameter of the vessel at right angles to the magnetic field and to the direction of flow is proportional to the magnetic field, the diameter of the vessel and the mean velocity of blood flow.

Figure 9 shows a simplified block diagram of an electromagnetic flowmeter. At the upper left the vessel is seen in the air gap of the magnet. The electrodes which pick up the generated voltage are also indicated. It is difficult to measure small direct current voltages because of unavoidable polarization of the electrodes.

Therefore the magnetic field is reversed with a frequency of about 300 Hz. The voltage caused by the flow is an alternating current voltage with the same frequency as the magnetic field. However, the flow probe also acts as a transformer generating voltages in the electrode leads proportional to the rate of change of the magnetic field. For this reason the magnetic field is generated by a square wave generator and the amplifier gated off during the time when the magnetic field is switched. During the time when the field is constant, the amplifier is gated on.

The nearly unimpaired flow signal can then be amplified for detection in a phase sensitive detector. The flow induced signal will in this way be separated from the transformer generated spikes and other transients. Figure 10 shows some flow probes of different sizes and figure 11 a probe applied on a vessel during an operation.

Another type of flowmeter is the ultrasonic flowmeter. One construction of an ultrasonic flowmeter is based upon the fact that the effective velocity of sound propagated through a moving medium is the sum of the velocity of sound relative to the medium and the velocity of the medium. The difference in transit time of pulses of sound propagated diagonally through the moving blood alternately upstream and downstream is used to determine the average velocity of the blood.

A pulse of sound from a crystal is transmitted diagonally through the vessel wall into the blood stream and through the opposite wall to a second crystal. A ramp voltage starts at the beginning of the pulse and stops when the pulse arrives at the crystal on the far side of the vessel. The peak ramp voltage is a measure of the transit time of the pulse. The peak ramp voltage

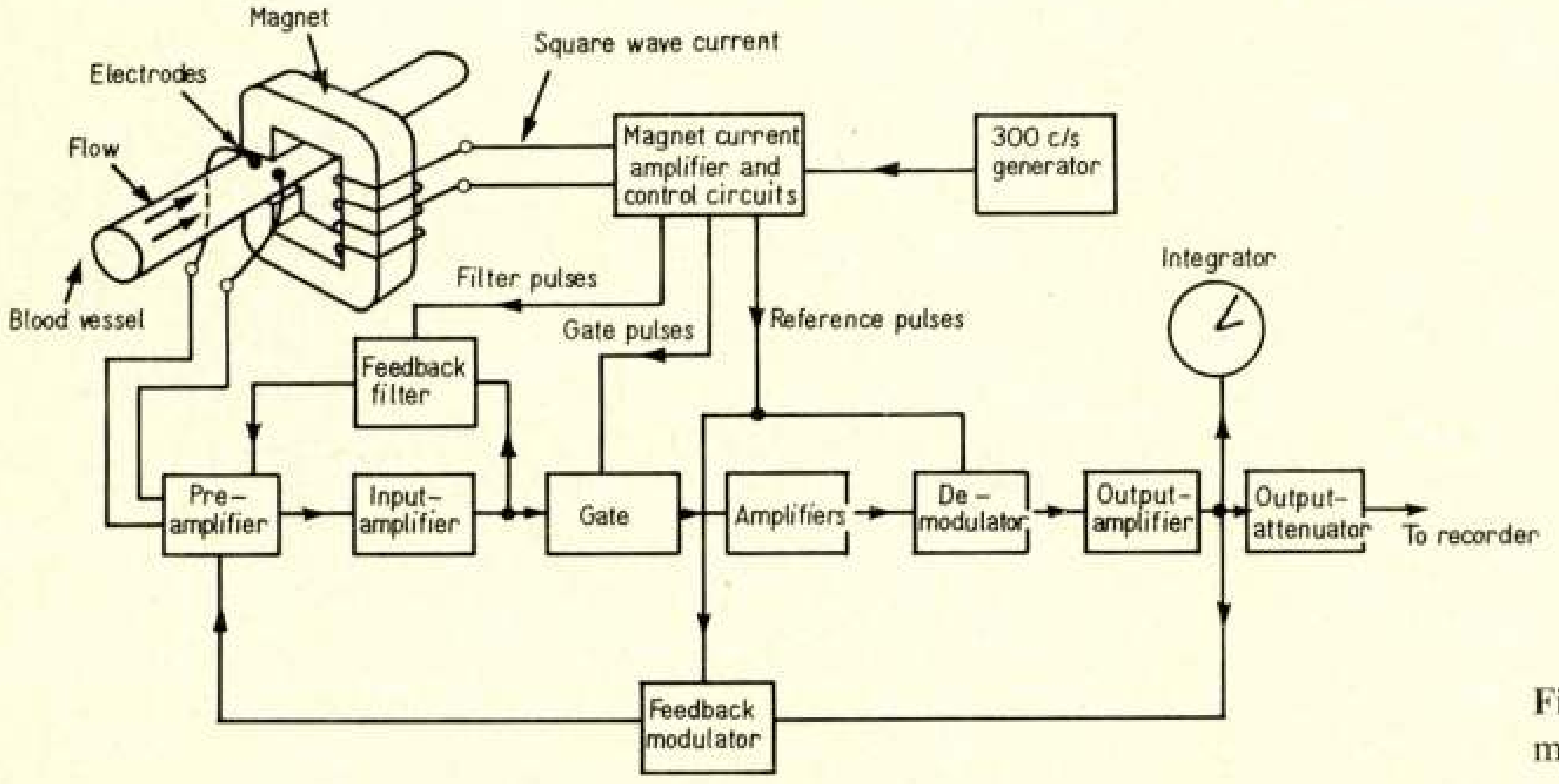


Fig. 9. Simplified block diagram of an electromagnetic flowmeter.

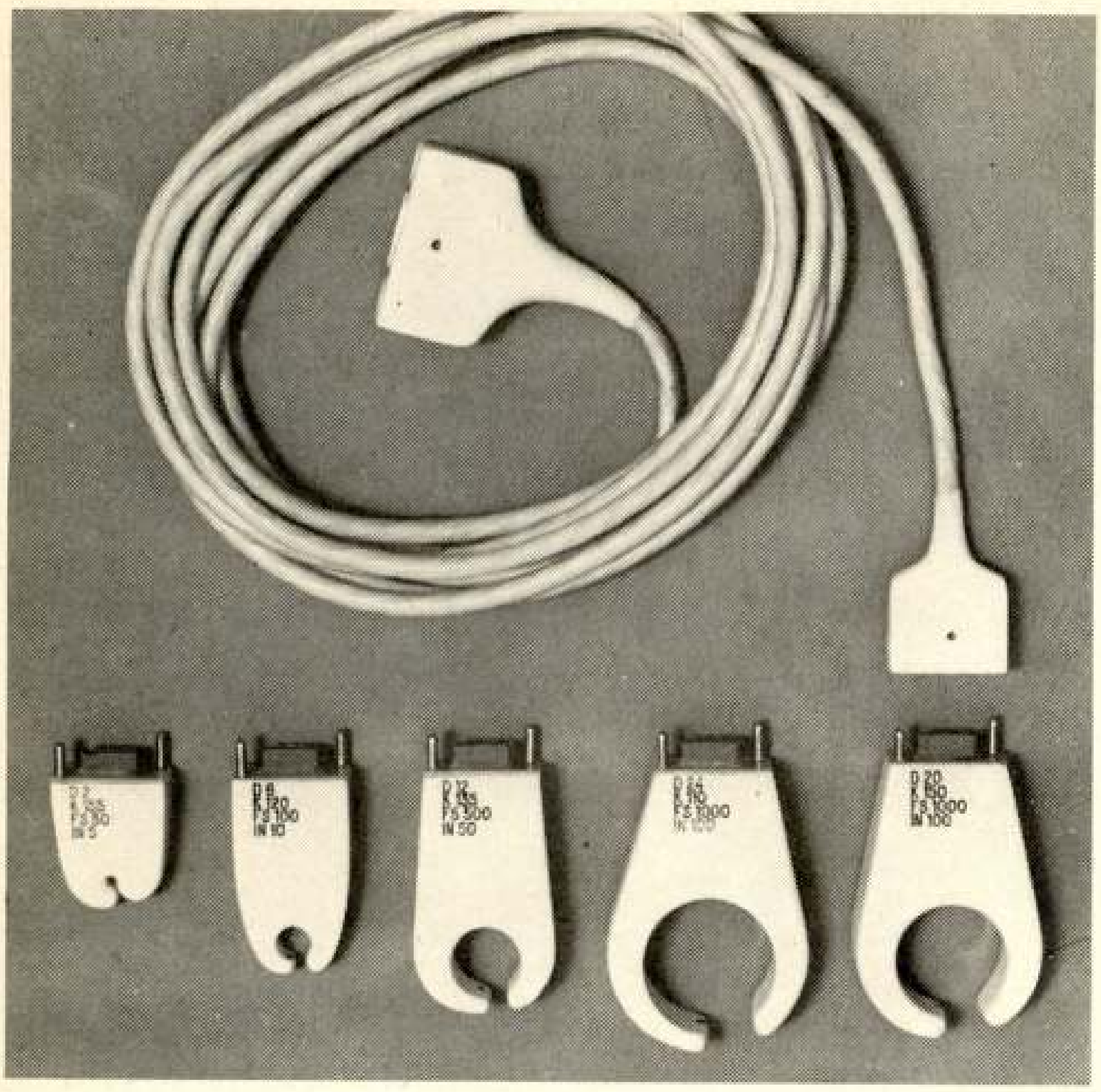


Fig. 10. Flow probes of different sizes.

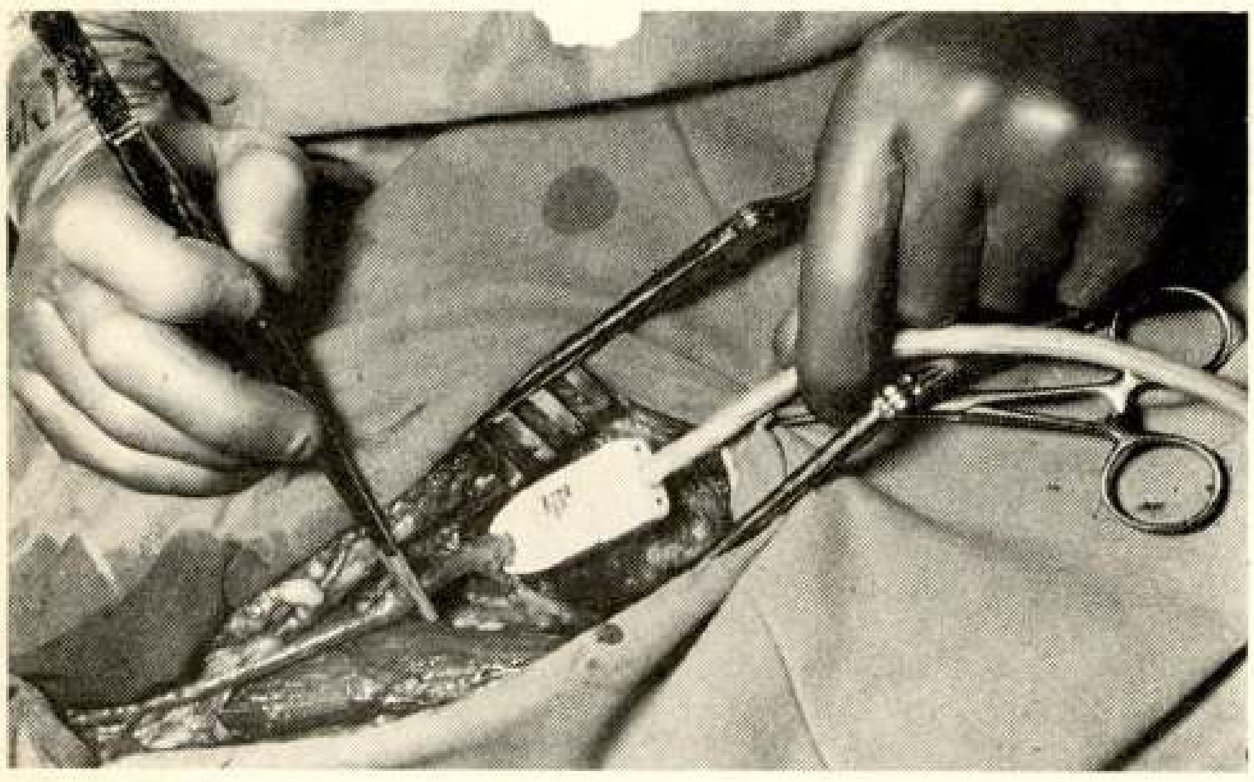


Fig. 11. Probe applied on a vessel during operation.

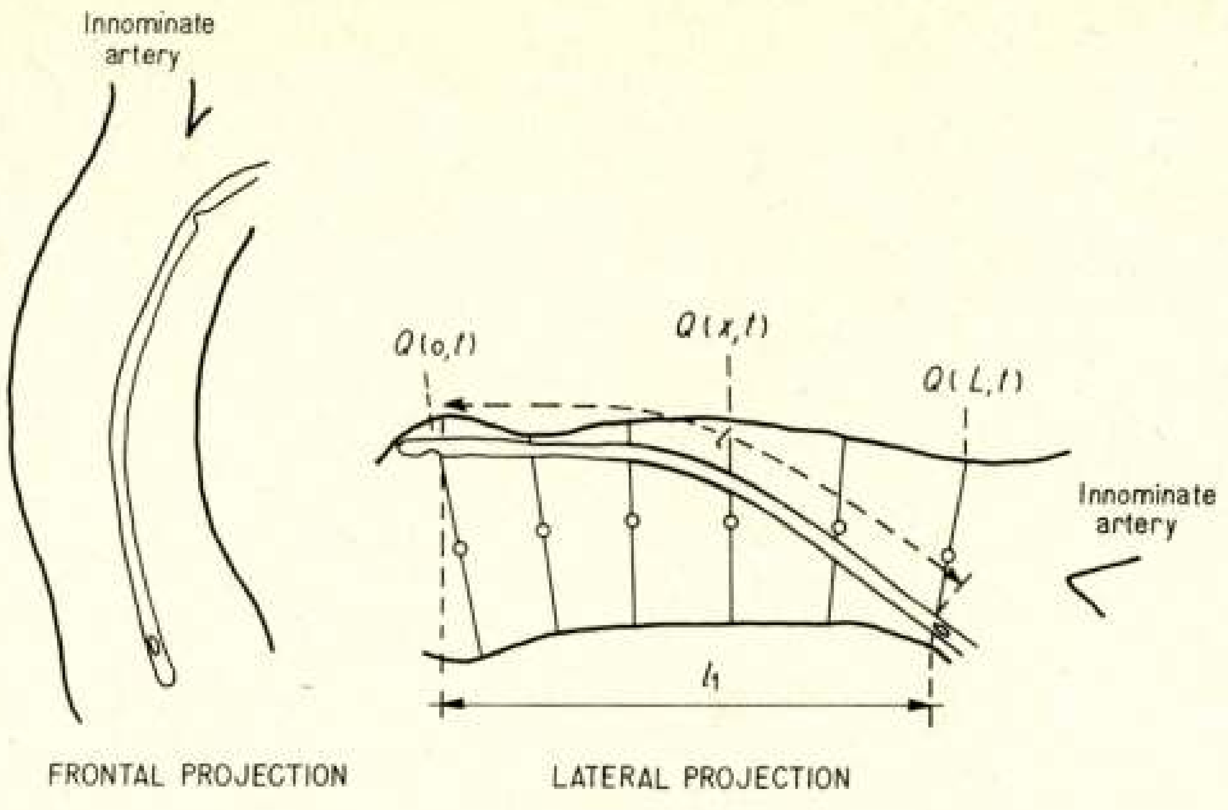


Fig. 12. Double lumen catheter in ascending aorta.

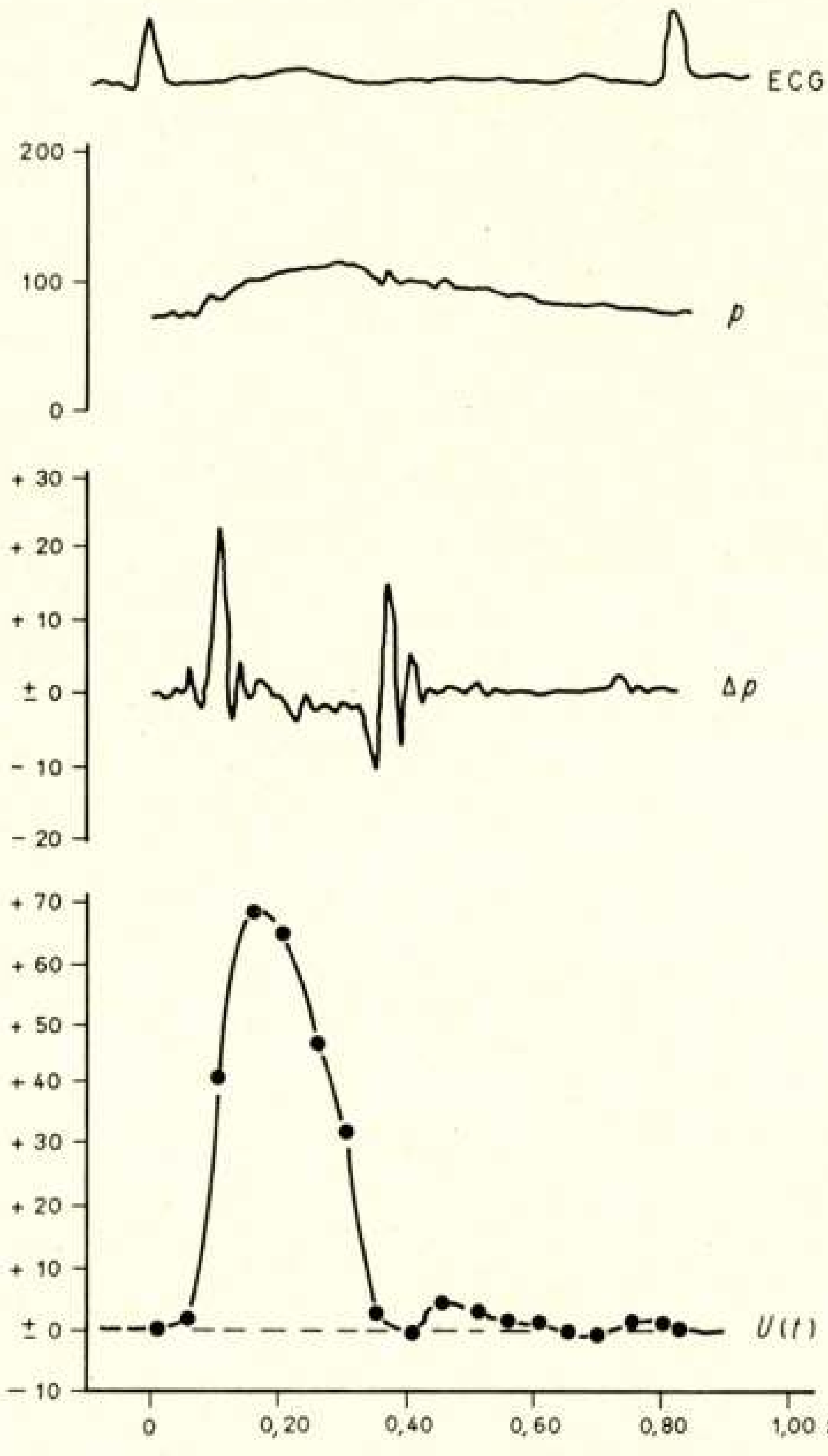


Fig. 13. Differential pressure and the computed instantaneous mean velocity.

is stored. The cycle is then repeated in the opposite direction. The difference between the two peak ramp voltages is proportional to the average velocity of the blood. The whole cycle is repeated 400 times per second.

Another construction of an ultrasonic flowmeter is based on the Doppler effect. When sound is scattered in blood a frequency shift of the back scattered sound is set up which is proportinal to the velocity of the blood. A continuous 5 MHz sound is transmitted from a crystal through the wall of the vessel and the back scattered sound is received by another crystal. The difference in frequency between the transmitted and the received signal is measured and converted to an analogous voltage which is proportional to the velocity of the blood.

Both the electromagnetic and the ultrasonic methods have made it possible to measure flow in an unopened vessel. They are, however, only applicable in animal experiments or in man when the vessel is exposed during an operation.

Of special interest is measurement of flow in the aorta because it can be used for the calculation of the stroke volume of the heart. The instant pressure gradient in the aorta is the sum of the pressure gradient caused by the acceleration of blood and that caused by friction. It can be shown that the latter term is so small compared with the first that it can with fair approximation be neglected. The pressure gradient can be measured with a differential manometer and a double lumen catheter. The catheter is introduced through a periferal artery. Under X-ray control the tip of the catheter is placed in the ascending aorta as shown in figure 12. A differential manometer is connected to the double lumen catheter. The measured pressure is the differential pressure along the distance l_1 and the pressure gradient is $\Delta p/l_1$. The acceleration of the blood $a = \Delta p/l_1 \cdot p$.

The instant mean velocity of the blood is computed by an electronic integrator. Figure 13 shows the differential pressure Δp and the computed instantaneous mean velocity. The flow can be calculated by multiplication with the cross sectional area of the aorta. This area can be measured by the aid of X-ray examination. The stroke volume is computed by integrating the flow over one heart cycle.

IV. Chemie en elektrotechniek

door dr. J. F. Leyten, Fysicus St. Elizabethziekenhuis - Tilburg

Summary: *Clinical chemistry and electronic measurements.*
In this lecture emphasis is laid on the static character of clinical chemical analysis; this in contrast to the dynamic character of clinical physical measurements. Various aspects of this phenomenon are briefly discussed.

Gezien het thema van deze dagen zou ik de klinische chemie willen karakteriseren door het feit dat hierbij de informatie:
- in de vorm van een monster wordt losgemaakt van de informatiedrager,
- een bewerking ondergaat en
- eerst dan (en dat kan een week duren) weer in de vorm van een getal of curve beschikbaar komt.

De vraag kan gesteld worden of die informatie na zoveel tijd nog zin heeft. Tot mijn spijt moet ik u zeggen dat ik niet in staat ben op deze vraag een antwoord te geven. In deze voordracht zal ik mij dan ook beperken tot het feit dat de informatie in de vorm van een monster wordt genomen.

Nu hebben monsters het bezwaar dat zij representatief moeten zijn en van voldoende omvang. In de praktijk betekent dit dat men alleen monsters neemt van bloed, liquor, urine en (en dit is al een dubieuze zaak) van faeces. Nu vervullen in het menselijk lichaam bloed en liquor de rol van transporteur, terwijl urine en faeces afvalprodukten zijn: een chemische analyse beantwoordt de vraag of iets in deze media aanwezig is, maar niet wie het erin heeft gedaan of wie het erin heeft laten zitten.

Een tweede consequentie van dit monster nemen is het feit dat een chemicus alleen die componenten zal meten, die een weinig fluctuerend verloop hebben: geen enkele chemicus zal zijn vinger op een pols houden, een minuut lang tellen en dan constateren dat de pols zeer onregelmatig is bij een gemiddelde van 82 slagen per minuut. Een chemicus beperkt zich tot die componenten, waarvan de concentratie (al dan niet onder standaardcondities) constant is. Fraai geformuleerd kan men zeggen dat hij zich beperkt tot die grootheden *waarop* geregeld wordt en zich niet bekommert om de grootheden *waarmee* geregeld wordt.

Een derde consequentie is dat hij zeer statisch denkt. Wanneer een patiënt mededeelt dat hij pijn krijgt in zijn hartstreek bij het trappen klimmen, neemt men een E.C.G. in rust en, wanneer dit geen afwijkingen vertoont, ook een E.C.G. tijdens en na trappen klimmen. Ook tijdens een E.E.G. wordt de patiënt belast met lichtflitsen, geluidsprikkels e.d. Dit soort functieproeven, bij fysische metingen heel normaal, komen bij de chemische metingen nauwelijks voor. Men kent er alleen de glucosebelastingsproef en de ureum- of kreatinine-clearance.

Tenslotte dient de hoeveelheid monster van voldoende omvang te zijn. Hierbij dient men te bedenken dat 1 ml bloed ten hoogste 10^{-3} g van een stof bevat. En op dit moment is de chemicus redelijk in staat om componenten, waarvan hij maar 10^{-6} g ter beschikking heeft, tot op 1% nauwkeurig te bepalen. Dit wil zeggen dat hij een speciaal molecule kan vinden tussen 100 miljoen andere, die ook niet allemaal op elkaar lijken. Maar dit wil ook zeggen dat de bepalingen die nu gedaan worden nog altijd in zekere zin volkomen 'willekeurig' zijn, immers we weten dat vele, zeer belangrijke, componenten slechts in concentraties van 10^{-12} g/ml aanwezig zijn. En wanneer op dit moment cholesterol belangrijk is, dan ligt dit zeker ook aan het feit dat cholesterol een meetbare component is. Hetzelfde geldt bijv. ook voor grootheden als de polsslag en de bloeddruk.

De oorzaak van het nog steeds bestaan van deze 'tekortkomingen' moet gezocht worden in het ontbreken van geschikte detectoren. En voordat u er een paar gaat verzinnen wil ik toch heel even enkele gebruikelijke detectoren, of transducers, noemen. Allereerst moet ik dan de lichtmeting noemen, waarmee ongeveer 80% van de bepalingen gebeurt, en waarbij men gebruik maakt van:

– lichtbronnen	:	wolfraam-, kwik-, natrium-, waterstof- en halogeenlampen; vlam- en gasontlading.
– golflengte	:	infrarood, zichtbaar, en ultraviolet instelbaar met filters, roosters en prisma's.
– detectie	:	CdS; CdSe; PbS; Se; photomultipliers.
– uitlezen	:	meter; recorder (naar tijd zowel als naar golflengte); integrator.

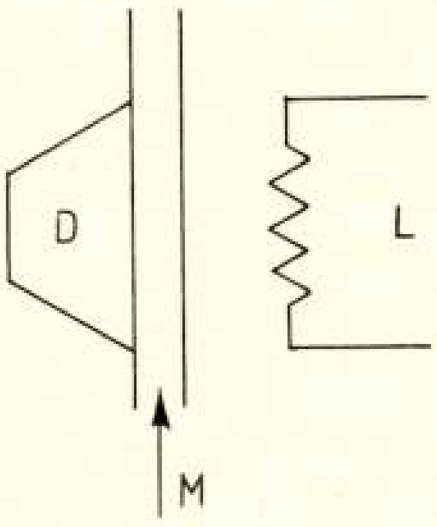


Fig. 1. Golay-detector

Een speciaal voorbeeld vormt de Golay-detector (zie fig. 1), veel gebruikt voor de snelle analyse van kooldioxyde. De detector bestaat uit een aan de binnenzijde verzilverde kamer D, die aan de voorzijde door doorzichtig glas is afgesloten. De kamer is gevuld met kooldioxyde. L is een warmtebron, waarvan de straling door de binnenwanden van D wordt teruggekaatst, behalve die stralen, die specifiek door het kooldioxyde zijn geabsorbeerd. Door M stroomt het monster. Bevat dit enig kooldioxyde, dan bereikt minder straling de kamer D, het gas daarin wordt minder verwarmd en de druk daalt. Deze drukdaling wordt gemeten. De aanwijstijd bedraagt 0,05 s, de gevoeligheid 0,03 (vol.) % kooldioxyde.

U allen bekend zijn ook de zogenaamde E.M.K.-metingen, waarbij 1 mV gemeten kan worden over $10^{10}\Omega$. Minder bekend is ongetwijfeld de vlamionisatiedetector. Koolwaterstoffen, produceren in een vlam elektronen. Deze elektronen kunnen worden vervangen. Hierbij meet men stromen vanaf 10^{-14} A.

Onbekend zal wel zijn de 'dichtheidsbalans' (zie fig. 2). Bij

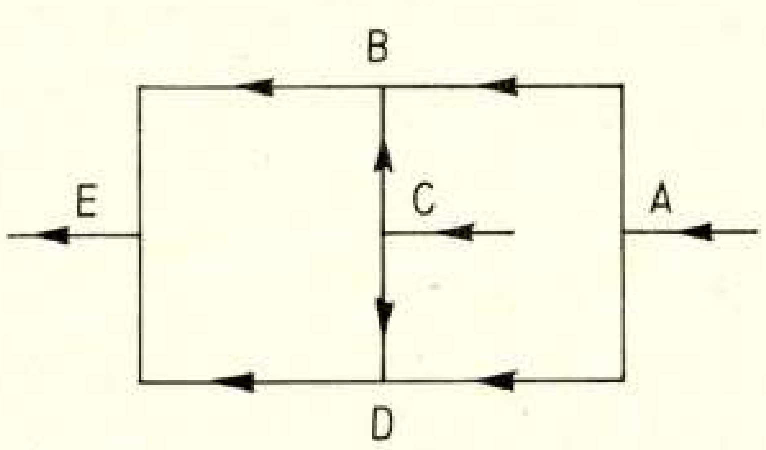


Fig. 2. Dichtheidsbalans

A en bij C stroomt een gas in. Wanneer het gas bij C een iets grotere dichtheid heeft, zal iets meer naar beneden stromen en iets minder naar boven. D.w.z. de druk bij D stijgt en bij B vermindert. Dit houdt in dat van het gas bij A iets minder langs AD en iets meer langs AB zal stromen. Dit verschil kan gemeten worden. En dit verschil is direct gerelateerd aan het dichtheidsverschil tussen beide gassen.

U ziet dat de 'krankzinnige' detectoren al bestaan. Ook aan systemen die rechtstreeks op de patiënt kunnen worden aangesloten is de nodige aandacht besteed. Op de allereerste plaats moet hier genoemd worden de auto-analysator: het monster wordt continu afgezogen, in een continue stroom bewerkt en gedetecteerd. De bezwaren tegen dit systeem zijn evenwel: de tijdsvertraging van ongeveer 9 min en het bloedverbruik van 1 ml/min.

Daarnaast kent men systemen als de Heidelberger-pil: hier heeft men een p_H-elektrode compleet met zender zodanig verkleind dat het geheel de afmetingen heeft van 2 aspirinetabletten op elkaar. Deze pil kan worden ingeslikt en zendt dan voortdurend de p_H uit tijdens zijn passage van het maagdarmkanaal.

Veelvuldig maakt men gebruik van Pt-elektroden, die in de bloedbaan, en speciaal in de hartholten, gebracht kunnen worden. Een belangrijke aanwinst zal ongetwijfeld de vezeloptica leveren. Op dit moment worden holle vezels gebruikt voor het in de bloedbaan bepalen van het zuurstofgehalte en van de reflectiecoëfficiënt van de vaatwand. Tenslotte, maar dan nog in een experimenteel stadium, kent men natrium- en kaliumelektroden.

De vraag, die evenwel nog rest, is de vraag of we voornoemde bezwaren wel serieus moeten nemen. Om deze vraag te beantwoorden, heb ik de geneeskunst in een vijftal gebieden onderverdeeld, ieder met zijn eigen antwoord.

1. *Preventieve zorg:* hier zal men per individu de norm vaststellen, en mogelijk vervolgen. Dit houdt in dat men zich zal concentreren op die grootheden die een vaste waarde hebben: de grootheden 'waarop' geregeld wordt.

2. *Diagnostiek:* hier gaat het erom waar de patiënt afwijkt van zijn eigen norm. Dus weer de constante grootheden 'waarop'.

3. *Therapie:* men zal deze grootheden 'waarop' moeten vervolgen om aan te kunnen geven of zij in de goede richting en in voldoende mate bijgestuurd worden. Maar om de grootheden 'waarop' bij te sturen zal men iets moeten weten over de grootheden 'waarmee'.

4. *Prognose:* hier zal men een antwoord moeten kunnen geven op vragen als: wat kan die nier nog wel en wat niet. D.w.z. functieproeven zullen onontbeerlijk blijken.

5. *Wetenschap:* het is u allen bekend dat iedere potentiaal, die wij meten niet alleen bepaald wordt door die potentiaal maar ook door de elektrode waarmee we ze meten.

Verder weet u ook wel dat een elektrische stroom, fysisch heel netjes uitgedrukt in ampères, opgebouwd kan zijn uit alle mogelijke soorten van ionenstromen: een volt is een volt en een ampère is een ampère, is fysisch ongetwijfeld correct maar chemisch is er een oneindig aantal verschillende volts en ampères. En als, en ik zeg uitdrukkelijk als, het lichaam uitsluitend chemische informatie kent waarbij het een essentieel verschil is of een stroom c.q. een spanning geleverd wordt door wat meer K^+-ionen in plaats van wat Na^+-ionen, dan zullen we toch vandaag al moeten beginnen om deze ionenstromen on-line te meten, want dan is het risico dat diverse onzer fysische metingen zinloos zullen blijken, helemaal niet denkbeeldig.

De toepassing van multiplicatieve antennes bij radar [1])

door ir. R. Blommendaal, Christiaan Huijgenslaboratorium N.V. - Noordwijk

Summary: *The application of multiplicative antennas in radar.*
The calculation of directional patterns of linear and multiplicative antennas is treated. A practical example is given where the effective beamwidth is reduced by a factor of 2. Some difficulties in the design of a multiplicative system are discussed. PPI-photographs compare linear and multiplicative systems of the same size.

1. Inleiding:

Reeds enige jaren zijn er door het Christiaan Huijgenslaboratorium onderzoekingen gedaan met betrekking tot de bruikbaarheid van multiplicatieve antennes in havenradarsytemen.

Het hoekoplossend vermogen van de havenradarsystemen in Frankrijk, Duitsland, Engeland en niet in de laatste plaats Nederland zal in de komende jaren aanzienlijk moeten worden verbeterd. Dit is noodzakelijk geworden omdat het aantal schepen dat van deze systemen gebruik maakt zeer snel toeneemt. Bovendien vormen de steeds groter wordende schepen en de uitbreiding van de havengebieden extra redenen om een nauwkeuriger plaatsbepaling toe te passen. Wat de peiling betreft betekent dit dat er antennes nodig zullen zijn met zeer kleine bundelbreedten, die dus grote afmetingen moeten hebben. De tot op heden gebruikte antennes hebben bundelbreedten van 0,5° tot 0,7° en hun afmetingen in de (meestal gebruikte) 3 cm-band liggen tussen 3 en 5 m.

Vaak moeten deze antennes geplaatst worden op bestaande gebouwen als bijvoorbeeld vuurtorens, zodat zekere grenzen worden gesteld aan gewicht, windvang e.d. Hierdoor zijn met veel succes antennes met sleufstralers toegepast die door hun geringe gewicht (ca. 50 kg) en gestroomlijnde vormgeving aantrekkelijk waren. Denkt men zich echter in dat men de bundelbreedte zou willen terugbrengen tot bijvoorbeeld 0,25°, dan betekent dat een vergroting van de afmeting tot ongeveer 10 m. Dit heeft verregaande consequenties voor gewicht, windvang en constructie, terwijl één en ander ook doorwerkt op de aandrijving, de fundering en niet te vergeten de prijs. Deze zal zeker toenemen met de tweede of derde macht van 2 als het over een verdubbeling van de afmeting gaat.

Er zijn bij de sleufstralers principiële bezwaren aan te voeren tegen vergroting van de afmeting. In het algemeen zal bij een kleinere bundelbreedte ook een kortere impulslengte worden

[1]) Voordracht gehouden voor het Ned. Elektronica- en Radiogenootschap op 28 maart 1967.

Manuscript ontvangen op 7 november 1967.

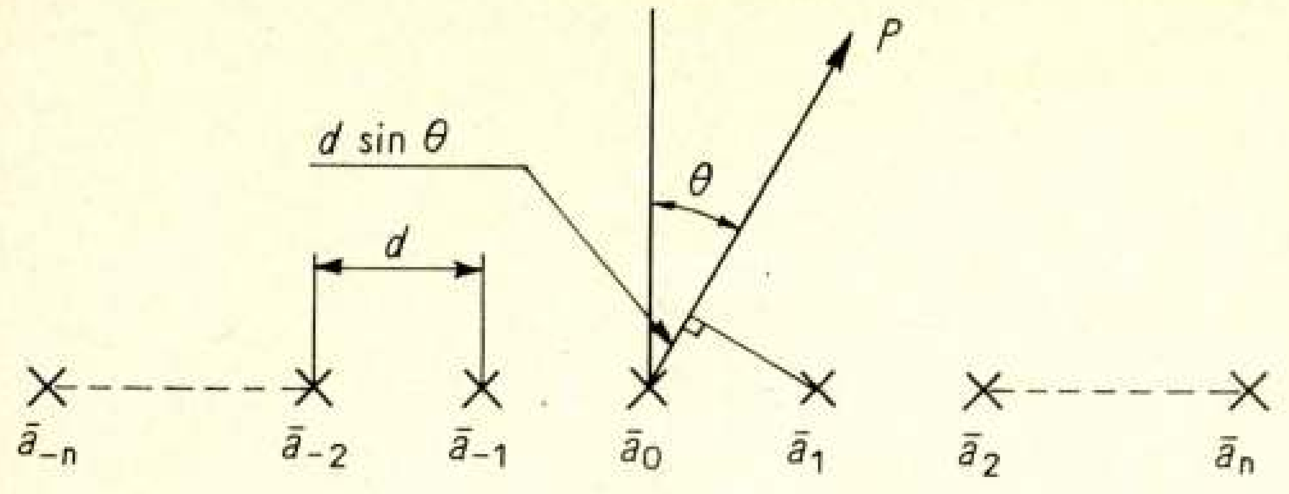


Fig. 1. Lineaire elementantenne.

toegepast. Indien de lengte die de impuls in de ruimte inneemt in dezelfde grootte-orde komt als de antenne-afmetingen, moet met vervorming van zowel de impulsvorm als van het stralingsdiagram rekening worden gehouden.

Dit alles heeft ons ertoe gebracht te onderzoeken of het zinvol is een multiplicatieve antenne toe te passen bij havenradar. Daarmee zou het namelijk mogelijk moeten zijn de bundelbreedte te halveren zonder de afmetingen van de antenne aanzienlijk te vergroten.

2. Dataprocessing-antennes

De multiplicatieve of produktantenne is een simpele vorm van een grote categorie antennes die worden aangeduid met de term dataprocessing-antennes. Deze onderscheiden zich van de conventionele antennes doordat de zenders, ontvangers en antennes zowel meervoudig als variabel kunnen zijn. Doordat de systeemparameters vrij zijn is het mogelijk antenne-eigenschappen van elkaar onafhankelijk te maken of ze tegen elkaar uit te wisselen. Hiermee kunnen bepaalde resultaten worden bereikt die bij conventionele antennes ondenkbaar zijn vanwege bijvoorbeeld hoge kosten of niet realiseerbare toleranties. Enkele van deze antennes zijn:

- multichannel beam forming arrays,
- schakelbare antennes,
- niet-lineaire antennes,
- tijdgemoduleerde antennes.

Vele van deze antennesystemen hebben betere eigenschappen dan de gebruikelijke, maar met veel nadruk zij gesteld dat dit alléén geldt voor bepaalde eigenschappen, terwijl dit ten koste gaat van andere eigenschappen. Of men dit laatste als een nadeel uit wil leggen hangt af van het doel dat men met de antenne wil dienen.

3. Principe van de multiplicatieve antenne

Zeer beknopt zal eerst een rekenwijze worden aangegeven voor de lineaire elementantenne. Deze bestaat uit een aantal identieke stralingselementen, die op een lijn zijn gerangschikt, op onderling gelijke afstanden d, zoals geschetst in figuur 1.

We veronderstellen voorts:

- de excitatie van elk element wordt voorgesteld door het complexe getal $\bar{a}_n$,
- de bijdragen in een oneindig ver punt P in de richting θ met de normaal op de antenne, zijn alle rechtevenredig met de coëfficiënten $\bar{a}_n$,
- de polarisaties vallen samen,
- de elementen zijn rondstralers.

In figuur 1 is te zien dat het weglengteverschil van twee naburige elementen tot P gelijk is aan $d \sin \theta$.

Het faseverschil der bijdragen is dus:

$$\phi = \frac{2\pi d}{\lambda} \sin \theta, \tag{1}$$

waarin λ = golflengte in de vrije ruimte.

Sommeren we nu de bijdragen van alle elementen in P dan wordt de som, op een constante na:

$$E(\phi) = \sum_{n=-N}^{+N} \bar{a}_n \exp(jn\phi) \tag{2}$$

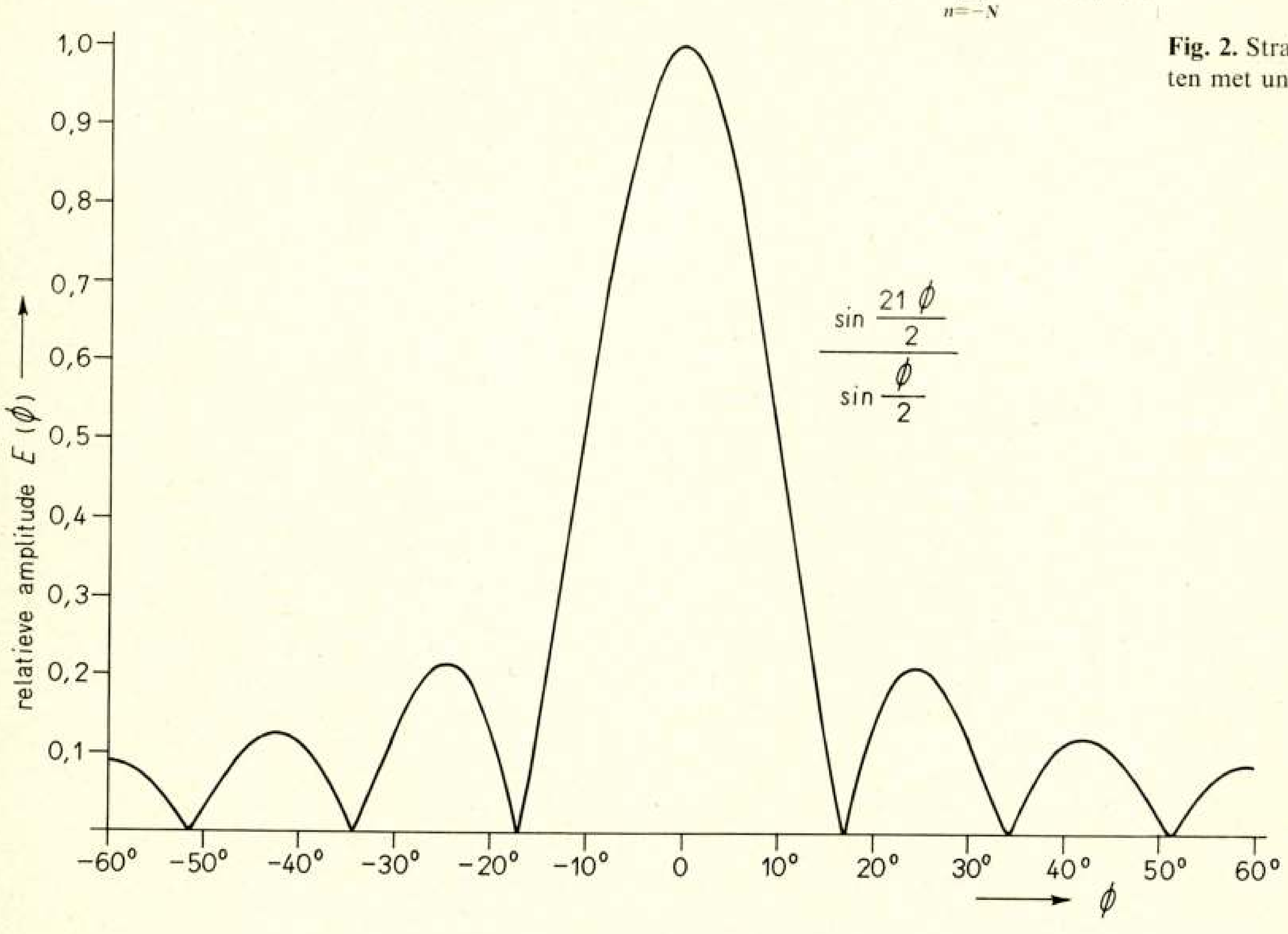


Fig. 2. Stralingsdiagram van 21 elementen met uniforme verlichting.

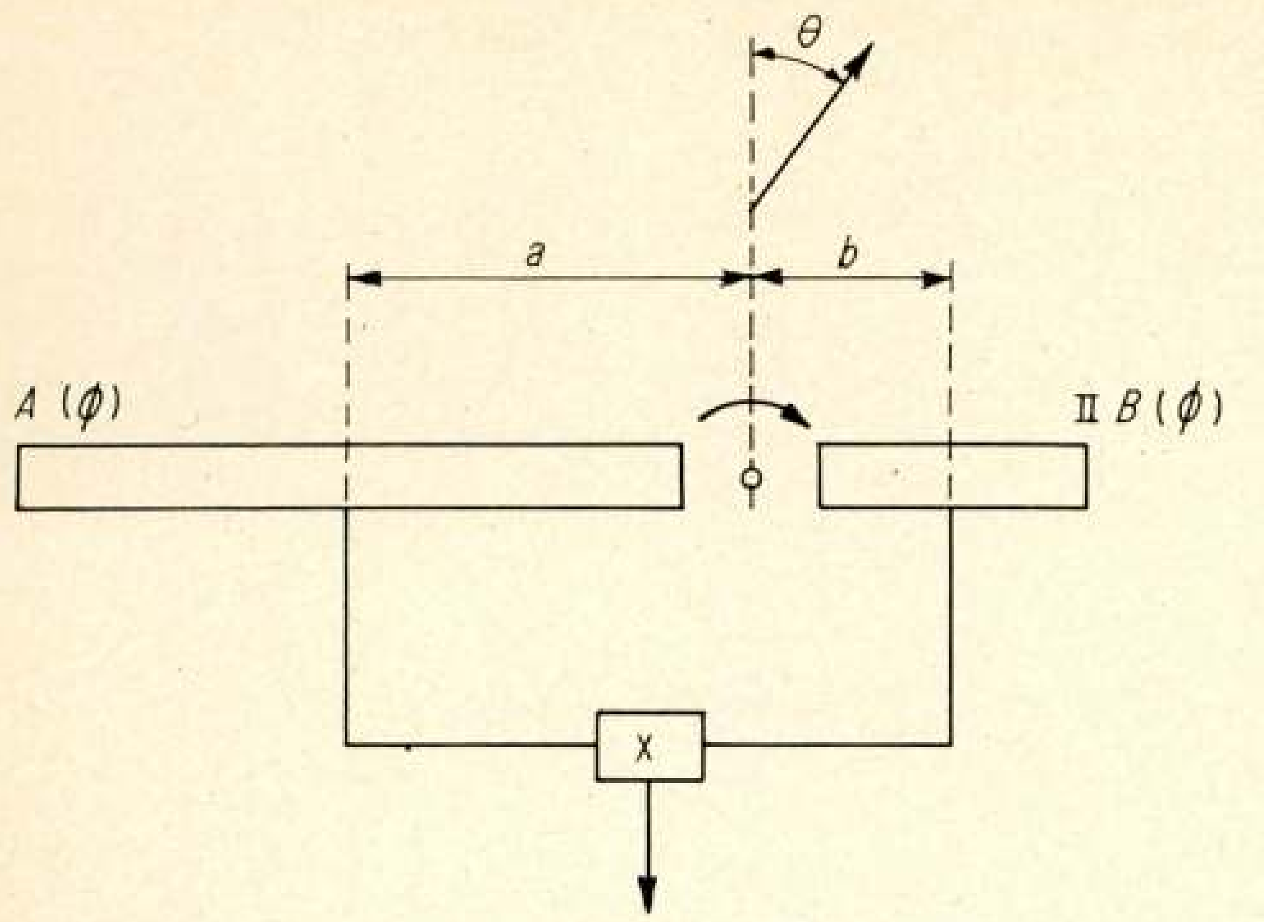


Fig. 3. Principeschema van multiplicatieve antenne.

Als de coëfficiënten $\bar{a}_n$ gegeven zijn ligt het stralingsdiagram $E(\phi)$ vast. Nemen wij bijvoorbeeld alle $\bar{a}_n$'s gelijk en reëel ($\bar{a}_n = 1$), dan wordt:

$$E(\phi) = \frac{\sin\left\{\left(\frac{2N+1}{2}\right)\phi\right\}}{\sin\frac{\phi}{2}} \tag{3}$$

Dit diagram is gegeven in figuur 2 voor 21 elementen.

Bij de multiplicatieve antenne verdelen we de antenne-opening in twee delen A en B, die de stralingsdiagrammen $A(\phi)$ en $B(\phi)$ hebben. (Zie fig. 3.) De fasemiddelpunten van de antennes liggen op afstanden a, respectievelijk b, van de gemeenschappelijke draaiingsas. In de huidige toepassing wordt A gebruikt als zendantenne en de combinatie van A en B als ontvangsysteem.

Voor dit laatste veronderstellen we dat beide antennes in hoofdzaak coherente signalen ontvangen, die afkomstig zijn van een puntdoel.

Deze signalen worden toegevoerd aan een vermenigvuldiger of fasegevoelige detector. De uitgangsspanning is dan:

$$E(\phi) = A(\phi) \cdot B(\phi) \cdot \cos\left\{2\pi \frac{a+b}{\lambda} \sin\theta\right\} \tag{4}$$

waarbij $2\pi \frac{a+b}{\lambda} \sin\theta$ het faseverschil tussen de fasemiddelpunten is ten gevolge van rotatie van de antenne.

We specificeren dit algemene geval nu als volgt:

$A(\phi)$ is het diagram volgens (3)

A draait om zijn fasemiddelpunt: $a = 0$ (5)

B is een rondstraler (6)

$$b = \left(\frac{2N+1}{2}\right)d \tag{7}$$

Dan volgt uit (4):

$$E(\phi) = \frac{\sin\left\{\left(\frac{2N+1}{2}\right)\phi\right\}}{\sin\frac{\phi}{2}} \cdot \cos\left\{\left(\frac{2N+1}{2}\right)\phi\right\} = \frac{\sin\{(2N+1)\phi\}}{2\sin\frac{\phi}{2}} \tag{8}$$

En voor kleine ϕ:

$$E(\phi) \approx \frac{\sin\{(2N+1)\phi\}}{\sin\phi} \tag{9}$$

Dit is precies dezelfde uitdrukking als (3), maar voor het dubbele aantal elementen: $4N+2$. De effectieve verdubbeling van het aantal elementen is dus bereikt en daarmede ook de halve bundelbreedte (zie fig. 4). De hierboven beschreven uniforme 'verlichting' heeft echter zijlussen van –13 dB en is dus niet bijzonder geschikt voor radartoepassingen waar -20 of -25 dB toch wel een minimum is. We zullen de praktisch uitgevoerde antenne wat dichter proberen te benaderen. $A(\phi)$ is het diagram van een grote conventionele antenne, waarbij de coëfficiënten

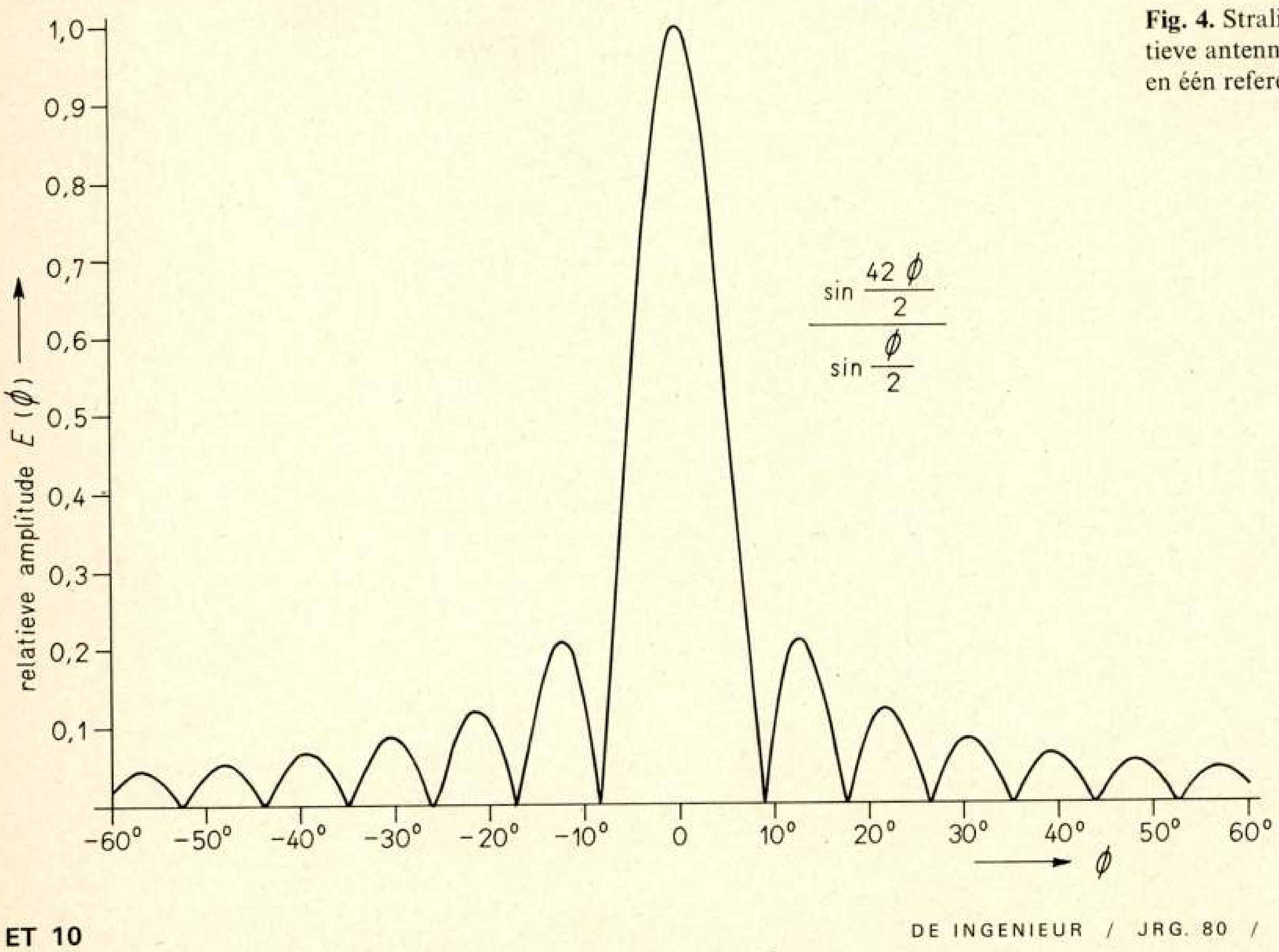


Fig. 4. Stralingsdiagram van multiplicatieve antenne bestaande uit 21 elementen en één referentie-element.

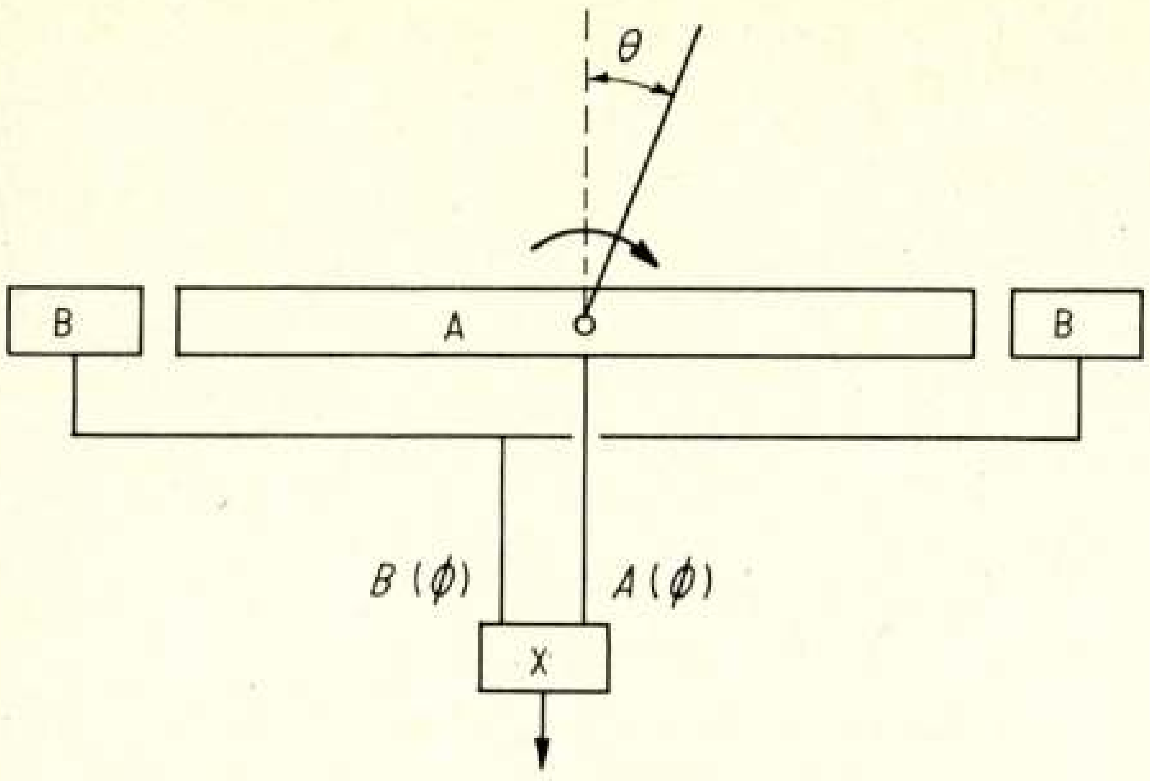


Fig. 5. Principeschema van multiplicatieve antenne met twee referentie-antennes.

a_n zodanig zijn gekozen, dat een bijbundelniveau van −27 dB gegarandeerd is. B was oorspronkelijk een kleine antenne, maar bestaat nu uit twee kleinere antennes die aan weerszijden van de hoofdantenne zijn geplaatst. In figuur 5 is te zien dat we de beide delen van B zodanig op kunnen stellen, dat de combinatie ook om zijn fasemiddelpunt draait. Zodoende is ook $b = 0$ en komt de gehele fasefactor te vervallen. Veronderstellen we voor de eenvoud dat de beide 'referentie-antennes' rondstralers zijn, die samenvallen met de uiterste elementen van A, dan is:

$$B(\phi) = 2 \cos N\phi \qquad (10)$$

als beide helften in fase worden opgeteld.

$B(\phi)$ is nu verantwoordelijk voor de factor die de bundelversmalling geeft en niet de fasefactor. De beide elementaire diagrammen $A(\phi)$ en $B(\phi)$ zijn gegeven in figuur 6 en het resultaat na vermenigvuldiging in figuur 7.

We zien een aantrekkelijke bundelversmalling, maar zeer hoge eerste zijlussen. Door de andere wijze van detectie is de uitgangsspanning nu echter een gelijkspanning die kan wisselen van teken. De gearceerde stukken zijn negatief en worden dus niet zichtbaar op een panoramascherm. Bovendien kunnen ze op elektronische wijze eenvoudig worden geëlimineerd. Door de afstand tussen de referentie-antennes te variëren heeft men de afstand tussen de nuldoorgangen van $B(\phi)$ in de hand en daarmee het zijlusniveau en de bundelbreedte.

4. Praktische uitvoering

A is een antenne van het sleufstralertype die 4,50 m lang is. Aan beide zijden zijn twee korte referentie-antennes aangebracht van 70 cm hoogte (zie fig. 8), die in het midden zijn aangesloten op een zgn. tover-T (magic T). A wordt als zendantenne gebruikt, terwijl voor ontvangst A en B via een tweekanalendraaikoppeling ieder met een ontvanger zijn verbonden. Daar worden de signalen met dezelfde lokale oscillator verschoven naar 60 MHz en versterkt in twee identieke m.f.-versterkers. Tenslotte worden de signalen toegevoerd aan een vermenigvuldiger. Hoewel dit niet de enige methode is wordt de eigenlijke vermenigvuldiging hier uitgevoerd op de middenfrequentie (zie fig. 9). Aan het einde van het kanaal van A is bovendien het 'normale' signaal nog aanwezig. Dit kan op de gebruikelijke wijze worden gedetecteerd. Het geheel werkt al enige jaren zeer bevredigend.

5. Technische moeilijkheden

Door de vele ingevoerde vereenvoudigingen zou de indruk kunnen worden gewekt dat de ontwikkeling van een dergelijk systeem een eenvoudige zaak is. Daarom wil ik graag enige technische en principiële problemen noemen.

5.1 *De vermenigvuldiger*

De toegepaste impulslengte van 0,1 μs beslaat op de middenfrequentie maar zes perioden. Dit betekent dat de beide kanalen ieder een dergelijke impuls leveren, die fasegevoelig gedetecteerd moeten worden. Hierbij moeten impulsvorm en isolatie zoveel mogelijk behouden blijven.

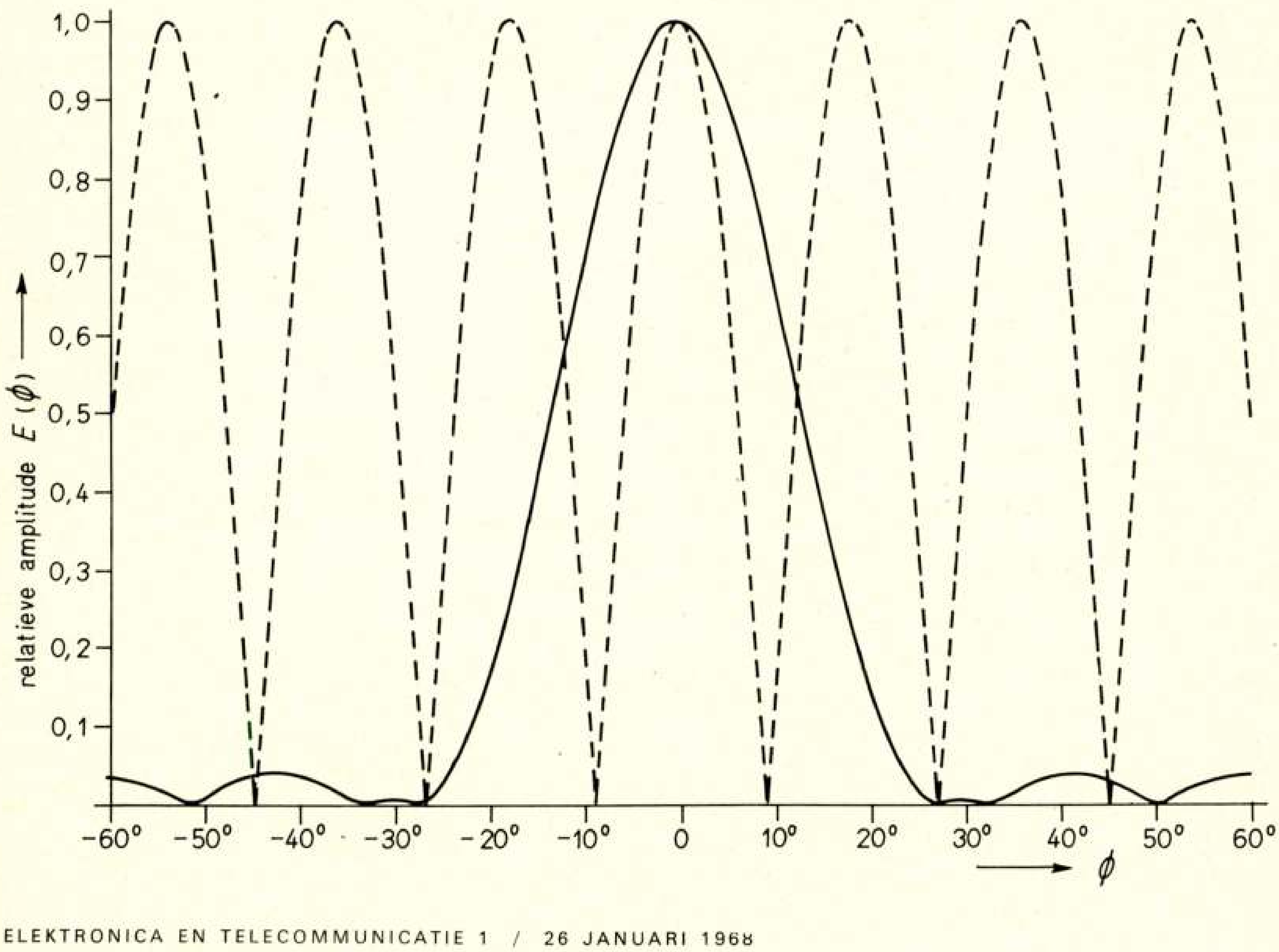


Fig. 6. Stralingsdiagrammen van hoofdantenne (getrokken) en twee referentie-antennes (gestreept).

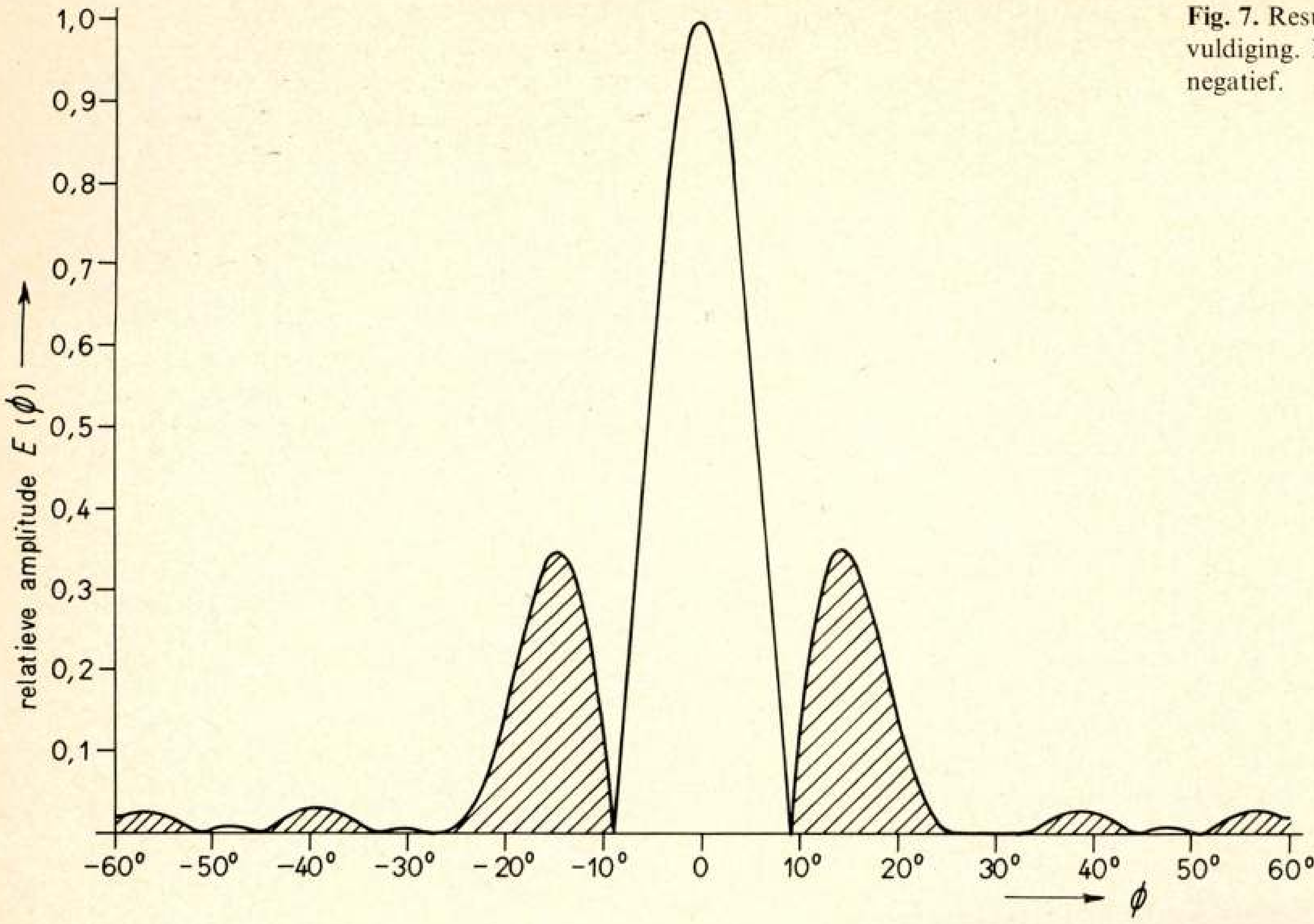


Fig. 7. Resulterend diagram na vermenigvuldiging. De gearceerde bijbundels zijn negatief.

5.2 *De stralingsdiagrammen*

In de besproken theorie werd aangenomen dat $A(\phi)$ een reële functie was. Hebben we echter te maken met minder ideale antennes die een complex stralingsdiagram hebben, dan kunnen complicaties optreden. De eerste negatieve zijlus kan bijv. positief worden waardoor de onderdrukking niet meer mogelijk is. Dit betekent dat de hoofdantenne A al een uitstekend stralingsdiagram moet hebben zonder schouders e.d. naast de hoofdbundel.

5.3 *Het verticale diagram*

De vermenigvuldiging beperkt zich niet tot het horizontale vlak maar wordt automatisch ook uitgevoerd in het verticale vlak. Nemen we geen speciale maatregelen dan worden in het verticale diagram ongewenste nuldoorgangen veroorzaakt. Voor een goede dekking tot grote hoeken zullen de fasemiddelpunten in beide vlakken goed bekend moeten zijn en op lijn moeten worden gebracht. Een complicatie daarbij is nog dat de ligging van de fasemiddelpunten in E- en H-vlak vaak verschilt.

5.4 *De polarisatie*

Wil men voor de referentie-antennes ook sleufstralers toepassen, dan moet de polarisatie daarvan 90° verschillen met die van de hoofdantenne. Dit probleem kan worden opgelost door andere sleufstralertypen of polarisatiefilters toe te passen.

5.5 *De fasestabiliteit*

Daar een fasedraaiing van 90°, waar dan ook veroorzaakt, de uitgangsspanning tot nul terugbrengt, moet grote aandacht aan de fasestabiliteit van alle componenten worden gegeven. Een fasedraaiing van 180° geeft zelfs alleen ongewenste signalen uit de negatieve zijlussen.

5.6 *Samengestelde doelen*

De geschetste theorie is alleen geldig voor puntdoelen. Bij samengestelde doelen kunnen kruisprodukten optreden. Deze zijn theoretisch onderzocht voor eenvoudige combinaties. Omdat een goed rekenmodel voor uitgebreide doelen ontbreekt is deze materie in de praktijk slecht toegankelijk. Er wordt op



Fig. 8. De produktantenne.

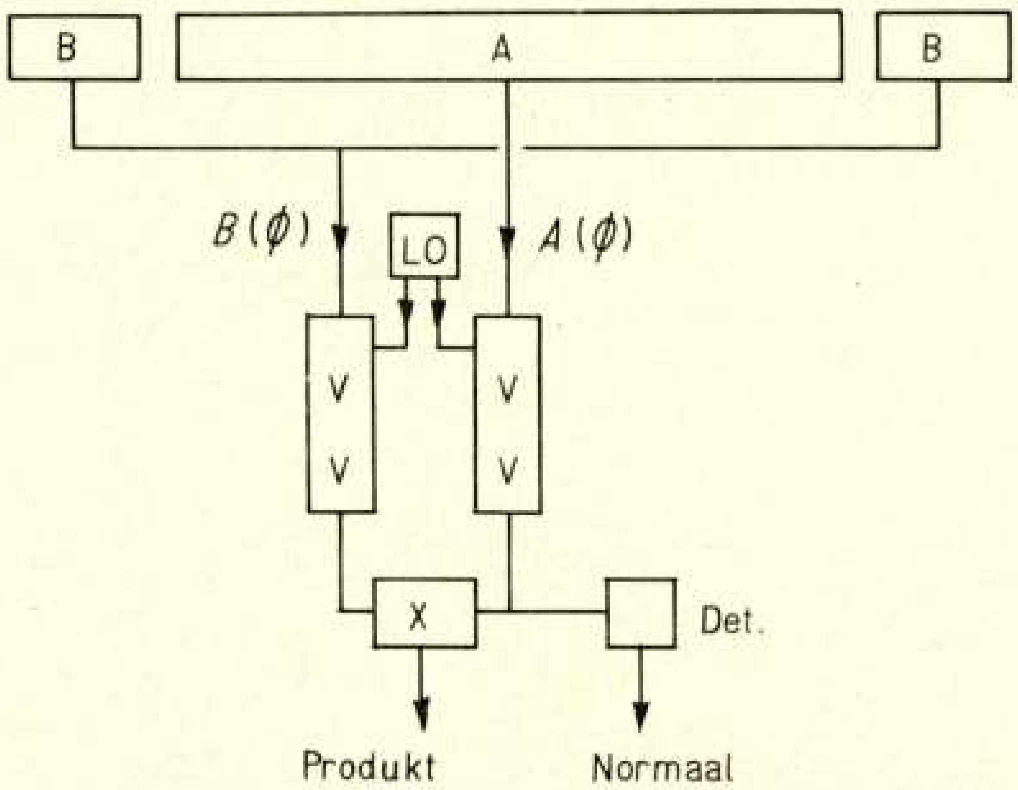
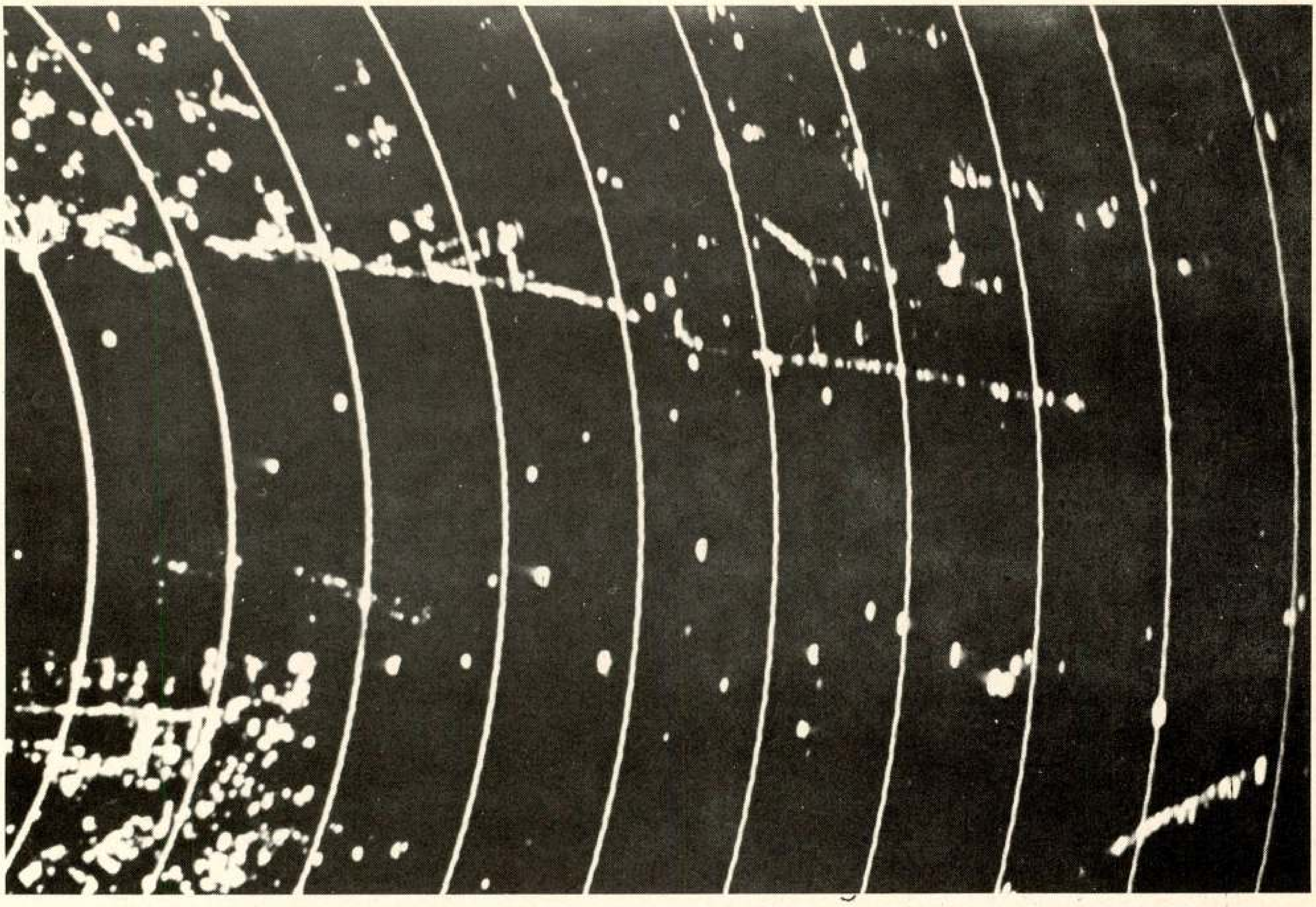


Fig. 9. Schema van de praktische uitvoering der produktantenne.

a



b



Fig. 10. Panoramabeeld van de Elbe nabij Steindeich:
a. normaal systeem, b. produktsysteem.

gewezen dat het uiteindelijke uitgangssignaal niet alleen afhangt van de amplitude der reflecties, maar ook van hun onderlinge fase. Het probleem is dus zowel complex als niet-lineair.

Theoretisch is vastgesteld dat bewegende doelen slechts gedurende een klein deel van de tijd gemaskeerd kunnen worden. Dit geldt trouwens ook voor lineaire antennes. Eén en ander is uitgebreid onderzocht met praktijkproeven aan de Waalhaven. De omgeving bestaat daar uit sterk reflecterende doelen: schepen, kranen, sheddaken, gebouwen enz. Daarbij hebben zeer ervaren waarnemers voortdurend meervoudige doelen als bijvoorbeeld schepen naast boeien geobserveerd, zonder dat enig teken van misleiding is waargenomen. Een groot deel van deze proeven is op film vastgelegd.

6. Resultaten

In figuur 10a is een foto gegeven van het beeldscherm met het normale systeem. In figuur 10b is hetzelfde stuk met het produktsysteem afgebeeld. Aan bijna alle doelen op enige afstand van het centrum is de verbeterde hoeknauwkeurigheid te zien. De foto's zijn genomen tijdens proefbedrijf in Steindeich aan de Elbe.

7. Conclusie

Het is mogelijk met een produktsysteem de effectieve bundelbreedte met een factor 2 te verkleinen zonder de afmeting der antenne aanzienlijk te vergroten. Vooral bij toepassingen waar de hoeknauwkeurigheid een eerste vereiste is, lijkt dit systeem ook in economisch opzicht een aantrekkelijke propositie, die naar men hoopt binnenkort in een industriële vorm verkrijgbaar zal zijn.

Het zal een ieder duidelijk zijn dat een grote hoeveelheid ontwikkelingswerk heeft plaatsgehad voordat het gewenste beeld werkelijkheid geworden was. Eén en ander is het werk van een team dat zich bijzonder heeft ingespannen de technische problemen op te lossen. Daarom spreek ik graag mijn dank uit voor de medewerking van de heren W. Meyers, J. Kooijman en B. E. Westerman.

Korte technische berichten

Een nieuwe kleuren-T.V. buis

Bij de Compagnie Française de Télévision (CFT) is een nieuwe beeldbuis voor kleurentelevisie ontwikkeld met een aanmerkelijk hoger rendement dan de gebruikelijke schaduwmaskerbuis. Hij werkt bovendien met een lagere modulatiespanning, waardoor meer gebruik van getransistoriseerde schakelingen kan worden gemaakt en dus de toestelkosten kunnen worden verlaagd. De CFT buis kan, evenals de maskerbuis, worden toegepast in elk van de bestaande kleurentelevisiesystemen.

Het fundamentele verschil met de maskerbuis is dat het masker is vervangen door een rooster van parallelle draden en de kleurenstippen door een serie kleurenfosforlijnen. Deze fosforlijnen worden naast elkaar op de beeldbuis neergeslagen waarbij steeds drie opeenvolgende lijnen (elk met een breedte van 0,27 mm) een groep van de drie grondkleuren (groen, blauw, rood) vormen.

Het beeldvlak wordt gevuld met 480 van zulke groepen van de drie kleuren. Deze fosforlaag wordt bedekt met een aluminiumlaagje waarop een laagje poreus grafiet is aangebracht tegen secundaire emissie. Het rooster wordt gevormd door 550 draden, parallel met de fosforlijnen. De draden van 0,1 mm dikte liggen op onderlinge afstanden van 0,75 mm. De elektronenkanonnen staan zodanig gericht dat de bundels convergeren op de buisas dichtbij het rooster. De breedte van de fosforlijnen, de afstand tussen rooster en beeldscherm, de aangelegde spanningen en de hoek waaronder de elektronenkanonnen staan gericht, zijn zodanig gekozen dat een bepaalde elektronenbundel altijd de fosforlijnen van de bijbehorende grondkleur treft. Sj.

Electronic Engineering, juni 1967, blz. 387.

Uit het NERG

Administratie van het NERG: Postbus 6108, Den Haag.
Giro 94746 t.n.v. penningmeester NERG, Den Haag.
Secretariaat van de Examencommissie-NERG: van Geusaustraat 151, Voorburg.

Nieuwe leden:
Ir. H. Mulder, Pansierstraat 38, Den Haag.

Voorgestelde leden:
F.K. Boomsma, Joh. Geradtsweg 94, Hilversum.
Ir. S.J. Gaastra, Stationsweg 18, Grouw (Fr.).
Ir. P.C. van der Geest, van de Spiegelstraat 10, Den Haag.

Nieuwe adressen van leden:
A. Auping, Margijnenenk 37, Deventer.
Ir. A.P. Bolle, Graaf Janstraat 241, Zoetermeer.
Ir. J.H. van den Boorn, Agrippastraat 13, Eindhoven.
R. Decossaux, Tuindorpweg 84, Maarn.
Ir. J.M. Douwes Dekker, Adm. Helfrichlaan 8, Wassenaar.
Ir. L.D.J. Eggermont, Paterserf 321, Oosterhout (N.B
Ir. C.J. van Elk, van Goyenlaan 197, Soest.
Ir. E. Kleihorst, Symfoniestraat 47, Apeldoorn.
Ir. F. Labaar, 40 South Bedford Road, Burlington (Mass.), U.S.A.
Ir. J.G. de Lint, Steenbokstraat 20, Hengelo (Ov.).
Ir. G.J.M. Pappot, Regentesselaan 13, Bussum.
Prof. dr. ir. W.L. van der Poel, Fagotstraat 18, Rijswijk (Z.H.).
Ir. T. Poorter, Eindhovenseweg 6b, Geldrop.
Ir. F.C. de Ronde, Broekhovenseweg 26, Waalre (N.Br.).
Ir. R. Samson, M. ter Braaklaan 59, Delft.
Ir. G.C. van Slagmaat, ten Brakeweg 24, Sterksel (N.Br.).
Ir. H. Tendeloo, de Genestetlaan 3, Baarn.
Ir. W. Visscher, Looweg 15, Ermelo.

Overleden:
P.R. Dijksterhuis, Julianalaan 304, Bilthoven.